

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Rogério Vieira Reges

Cirurgião-Dentista

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FRATURA E À FADIGA, A SECO  
E EM ÁGUA, DA CERÂMICA IN CERAM FIXADAS COM AGENTES  
DE CIMENTAÇÃO**

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da Universidade  
Estadual Campinas, para obtenção do título  
de Mestre em Materiais Dentários.

**Piracicaba – SP**

**2003**

### Ficha Catalográfica

R262a Reges, Rogério Vieira.  
Avaliação da resistência à fratura e à fadiga, a seco e em água,  
da cerâmica IN CERAM fixadas com agentes de cimentação./  
Rogério Vieira Reges. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003.  
ix, 87f. : il.

Orientador : Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho.  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas,  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais dentários. 2. Alumina. 3. Cimentos  
dentários. 4. Resistência de materiais. I. Correr Sobrinho,  
Lourenço. II. Universidade Estadual de Campinas.  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8–6159, da  
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Rogério Vieira Reges

Cirurgião-Dentista

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FRATURA E À FADIGA, A SECO  
E EM ÁGUA, DA CERÂMICA IN CERAM FIXADAS COM AGENTES  
DE CIMENTAÇÃO**

Orientador: **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho – FOP/UNICAMP**

Banca Examinadora:

**Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho – FOP/UNICAMP**  
**Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti – FOP/UNICAMP**  
**Prof. Dr. Oscar Fernando Muñoz Chávez – FOAr/UNESP**

Suplente:

**Prof. Dr. Mário Fernando de Góes – FOP/UNICAMP**

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da Universidade  
Estadual Campinas, para obtenção do título  
de Mestre em Materiais Dentários.

**Piracicaba – SP**

**2003**

***“ Atrás de todas as coisas que julgamos impossíveis  
sempre existe uma luz que nos dá esperanças. E é  
através dessa luz que lutamos para conseguir o que  
sempre desejamos ”***

***Provérbio Árabe***

# DEDICATÓRIA

**A Deus**, por ser a luz do meu caminho, guiando  
e sempre protegendo em todos os meus passos,  
Proporcionando o privilégio do dom da vida,

***Agradeço por tudo!!!***

Aos meus queridos pais **Ubirassu e Floraci**, que apesar da distância,  
sempre refletiram suas virtudes, exemplificado pelo amor, incentivo, carinho,  
felicidade, dignidade, espírito de luta, dedicação, honradez, ternura  
e nos conselhos para a formação moral e  
intelectual de seus filhos

Aos meus queridos irmãos **Ricardo e Júnior**, pela amizade e união.  
Além de estar constantemente presente em todos os  
momentos da minha vida.

A minha querida **Karina**, pelo amor, compreensão e paciência  
sempre presente, a cada instante de nossas vidas.

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao Professor Associado Dr. Lourenço Correr Sobrinho, agradeço o que me ensinaste com dedicação, estando sempre presente, apoiando e disponibilizando para ensinar, orientar, executar nas tarefas profissionais e acima de tudo por ser um grande amigo e ter oferecido oportunidade e incentivo a buscar sempre o melhor caminho da vida. Estes são os meus sinceros agradecimentos.

**Obrigado por tudo!!!**

## AGRADECIMENTOS

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor **Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Oslei Paes de Almeida**.

À Coordenadoria de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa da **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho** e pela amizade e atenção dispensada das secretárias **Érica Alessandra Pinho** e **Sônia Maria Lordello**.

Ao **Professor Simonides Consani**, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelo apoio e convívio durante todo o curso de pós-graduação, além de transmitir os conhecimentos de materiais dentários.

Ao **Professor Mário Fernando de Goes**, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelo apoio e convívio e pelos conhecimentos transmitidos durante o curso.

Ao **Professor Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, pela grande amizade, incentivo, atenção dispensada e dedicação em ajudar em todos os momentos da vida, além de transmitir conhecimentos aos seus alunos do curso de Pós-Graduação.

À **Professora Regina Maria Puppim Rontani** pela amizade e disponibilidade em transmitir os conhecimentos aos alunos do curso de Pós-Graduação.

Ao Técnico especializado engenheiro mecânico **Marcos Blanco Cangiani**, da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade, confiança e essencial ajuda na confecção dos corpos-de-prova durante o curso.

A funcionária **Selma Aparecida Barbosa Segalla**, Técnica de Laboratório da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela amizade, presteza, confiança e conselhos durante o curso.

Aos professores **Gelson Luís Adabo, Carlos Alberto dos Santos Cruz, Geraldo Vaz, Renata Fonseca, Leonor de Castro Monteiro Loffredo e Oscar Fernando Muñoz Chávez** pela oportunidade de iniciar o estudo de materiais dentários na iniciação científica, o estudo da metodologia científica e com associação com a Clínica Integrada. Além da amizade construída.

Aos amigos **Giovani de Oliveira Correa, Fábio Roberto Dametto e Wagner Luís Bernardo, Rodrigo Rocha, Nancy, Pedro Chaves, Sabrina Oliveira e Luciano Peres** pela amizade de irmãos, convivência, apoio e companheirismo em todos os momentos da vida.



Aos colegas de mestrado e doutorado da disciplina de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo convívio e amizade no curso de Pós-Graduação.

As Funcionárias da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP pela orientação e revisão das referências bibliográficas da dissertação.

À Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior- Capes, pela concessão da bolsa de Mestrado em Materiais Dentários.

Àqueles que não foram citados, mas que estão no mesmo grupo de amizade e que contribuíram de uma forma para a realização deste trabalho.

**MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS!**

## SUMÁRIO

RESUMO.....	01
ABSTRACT.....	02
1- INTRODUÇÃO.....	03
2 - REVISÃO DA LITERATURA.....	06
3 - PROPOSIÇÃO.....	52
4 - MATERIAIS E MÉTODO.....	53
4.1 – Materiais.....	53
4.2 – Método.....	53
4.2.1-Fixação e Preparo dos dentes em resina para o ensaio de resistência à fratura e fadiga + fratura.....	53
4.2.2-Preparo das amostras com a cerâmica In Ceram para ensaio de resistência à fratura e fadiga + fratura.....	56
4.2.3 - Cimentação.....	59
4.2.4 -Ensaio de resistência à fratura e fadiga + fratura .....	61
4.2.5.1 – Ensaio de resistência à fratura .....	61
4.2.5.2 – Ensaio de resistência à fadiga + fratura.....	61
4.2.6 – Análise da fratura em microscopia eletrônica de varredura.....	65
5 -RESULTADOS.....	66
6 – DISCUSSÃO.....	69
7 – CONCLUSÃO.....	75
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	76
APÊNDICE.....	83

## RESUMO

O propósito deste estudo foi avaliar a resistência à fratura e à fadiga + fratura da cerâmica In Ceram a seco e em água destilada, fixada sobre dentes bovinos com os cimentos resinoso e ionômero de vidro modificado por resina. Sessenta incisivos bovinos foram incluídos em resina acrílica. As porções coronárias foram preparadas em torno mecânico de bancada para receber coroas totais completas, usando pontas diamantadas nº 4103, com convergência de 8° e término cervical em ombro reto. Sessenta corpos-de-prova com 8 mm de diâmetro por 8,5 mm de altura foram confeccionados com a cerâmica In Ceram. Trinta coroas foram fixadas sobre os preparos com o cimento resinoso e trinta com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina. As coroas foram fixadas com cimento utilizando a prensa pneumática, com carga estática de 9 kgf por 5 minutos. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37° C por 24 horas. Para cada cimento (resinoso e ionômero de vidro), dez corpos-de-prova foram submetidos ao teste de fratura à velocidade de 1,0 mm/min. O segundo grupo foi submetido ao teste de fadiga por 60.000 ciclos, com carga de 70 N, aplicada com força sinusoidal de 2 Hz, seguido pelo de fratura em água destilada (10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento) e o terceiro grupo em ambiente seco (10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento), usando uma máquina Instron. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ ) e mostraram que a resistência da coroa In Ceram fixada com o cimento resinoso e de ionômero de vidro diminuiu significativamente após o ensaio de fadiga + fratura em ambiente seco e em água destilada quando comparado com a resistência à fratura sem fadiga. As coroas fixadas com o cimento resinoso apresentaram valores de resistência superiores às fixadas com cimento de ionômero de vidro, para os três ensaios.

## **ABSTRACT**

The purpose of this study was to evaluate the fracture and the fatigue + fracture strength of the In ceram in both wet and dry environments, luted with resin cement and resin-modified glass ionomer cement. Sixty bovin incisors were embedded in acrylic resin. The coronal portions of the teeth were prepared to receive complete crowns using a 4103 diamond bur under refrigeration with 8° of convergence and right shoulder. Sixty crowns shapes with 8 mm in diameter and 8.5 mm height were fabricated for each ceramic system. Thirty crown shapes were cemented onto the prepared with resin cement and resin-modified glass ionomer cement. The crowns were luted onto the tooth with static load of 9 kgf for 5 minutes. Afterwards, the specimens were then stored in distilled water at 37° C for 24 hours. For each cement (resin cement and resin-modified glass ionomer cement), ten specimens were tested for fracture strength without fatiguing a crosshead speed of 1.0 mm per minute. The second group was submitted to a fatigue for 60,000 cycles, with load of 70 N applied with the force profile sine at 2 HZ, and fracture test in wet environment (10 specimens for each kind of cement) and third group in a dry environment (10 specimens for each kind of cement); using a an Instron testing machine. The results were analysed by ANOVA and Tukey's test ( $p < 0.05$ ) and showed that the fracture strength for In Ceram using luted resin cement and glass ionomer cement decreased significantly after fatiguing and fracture testing in both dry and wet environments, when compared with non fatigued. The crown luted with resin cement showed value superior that luted with resin-modified glass ionomer, for the three tests.

## 1 . INTRODUÇÃO

As cerâmicas odontológicas têm sido empregadas como material restaurador desde 1790. As principais vantagens responsáveis pela sua grande aceitação são a alta resistência a compressão, biocompatibilidade e propriedades estéticas favoráveis (VAN NOORTH, 1994). Além disso, a condutibilidade térmica e o coeficiente de expansão térmico similares aos da estrutura dentária propiciam o prognóstico clínico favorável das restaurações em cerâmica (VAN NOORTH, 1994; DELLA BONA, 1996; PHILLIPS, 1996).

Embora as cerâmicas possuam excelentes propriedades mecânicas, são materiais friáveis que podem apresentar fraturas internas devido a esforços de tração, compressão ou falhas espontâneas, em função de defeitos na superfície (LEONE & FAIRHURST, 1967; JONES, 1983; LUDWIG, 1991). Tais fatores podem ser clinicamente compensados, quando as coroas são confeccionadas com espessuras adequadas e superfícies livres de defeitos e porosidades, em preparos projetados para não induzir danos à integridade dos dentes (PETTROW, 1961; MCLEAN, 1991). Além disso, as fraturas podem ocorrer também por causa da forma anatômica da coroa e da complexidade do tipo de preparo (PETTROW, 1961; LEHMANN e HAMPSON, 1962; DOYLE *et al.*, 1990; FRIENDLANDER *et al.*, 1990; GREY *et al.*, 1993).

Na tentativa de melhorar as propriedades mecânicas, considerável número de formulações e procedimentos técnicos foram desenvolvidos. Inicialmente foi introduzido o sistema metalocerâmico, entretanto, limitações impostas a esse sistema são o fator estético e a oxidação, resultantes da queima da liga durante a fundição, reduzindo com isso a sua compatibilidade tecidual (JONES, 1985;

LUDWIG, 1991). Assim, alguns sistemas foram introduzidos no mercado, como o sistema Dicor, Optec-HSP, IPS Empress 1 e 2, Cegogold, Procera, Cercom e In Ceram (DONG *et al.*, 1992; SEGHI *et al.*, 1990; PANZERA, 1997; STRUB e BESSCHNIDT, 1998), com a finalidade de eliminar o metal e melhorar as qualidades estéticas e as propriedades mecânicas aceitáveis.

Apesar de todo o desenvolvimento e o aprimoramento efetuados ao longo dos anos, as cerâmicas estão constantemente sujeitas à fadiga e fraturas (LUDWIG, 1991; PROBSTER, 1992; WHITE, 1993; PHILLIPS, 1996; SOBRINHO *et al.*, 1998; CATTEL *et al.*, 1999; SOBRINHO *et al.*, 1999). Estudos sobre a fadiga das restaurações metalocerâmicas e de outros sistemas têm sido descritos. Diferentes fatores têm sido considerados responsáveis pela limitada durabilidade das coroas totais livre de metal. Alguns deles podem provocar fratura da cerâmica no meio bucal; como por exemplo, microdefeitos na estrutura do material, desenho impróprio, cargas de impacto e fadiga. A carga, atuando continuamente sobre a estrutura, promove união das falhas, formando longas fissuras, o que provocará a fratura das restaurações por fadiga (ASTM, 1979; WISKOTT *et al.*, 1995). Estima-se que 90% de todas as falhas mecânicas são provocadas por fadiga (ANDERSON *et al.*, 1990).

As cerâmicas são materiais que tem limitada resistência à tração e estão sujeitas ao fracasso com o tempo. Isso é atribuído a presença de microdefeitos dentro do material e degradação em meio aquoso, resultando falhas por estresse de corrosão (YOSHINARI & DERAND, 1994). Alguns estudos tem mostrado diminuição da resistência quando a cerâmica é ensaiada em água em comparação com o meio seco (MEYERS *et al.*, 1994; SOBRINHO *et al.*, 1998 e 1999).

A diminuição na resistência à fadiga é observado com o aumento na duração da aplicação da carga pelo ensaio estático em água dependendo da taxa de tensão aplicada.

Além da resistência intrínseca da cerâmica, o procedimento de união entre a mesma e a estrutura dental é um fator importante para a longevidade da restauração e, dependendo do material cerâmico empregado, a fixação pode ser realizada pela técnica adesiva ou convencional.

A técnica de fixação adesiva consiste no condicionamento ácido do dente e aplicação de resina fluida. Na cerâmica, a superfície interna da restauração deve ser susceptível a tratamentos de superfície, visando promover retenções micro mecânicas e favorecimento da união química com a cerâmica. Em seguida é empregado um material de fixação, formando uma camada intermediária unindo a estrutura dentária e a superfície da cerâmica em uma única unidade, de forma que os esforços aplicados sejam transmitidos para a estrutura do dente sem causar fratura na restauração.

Já a técnica de fixação convencional, consiste no emprego do cimento de fosfato de zinco ou do cimento de ionômero de vidro, sendo esta mais simples e menos crítica em relação à técnica adesiva.

As cerâmicas reforçadas pela incorporação de alta porcentagem de fase cristalina podem ser fixadas pelas duas técnicas. Entretanto, devido à diferentes composições das cerâmicas, nem sempre os tratamentos de superfície interno são meios efetivos para promover união entre as cerâmicas e o material de fixação quando empregada a técnica adesiva (KERN & THOMPSON, 1994; AWLIYA *et al.* 1996; LUO *et al.*, 2001).

## 2 . REVISÃO DA LITERATURA

De acordo com a bibliografia consultada, parece-nos de relevante importância as seguintes citações.

Segundo **PETTROW**, em 1961, a forma do preparo utilizado para as coroas de cerâmica era essencial na manutenção das propriedades mecânicas. Os preparos eram geralmente baseados em quatro faces (labial, lingual, mesial e distal) da superfície do dente e essas faces convergiam axialmente e verticalmente em direção ao ângulo. Os dois tipos de fratura considerados nas coroas de cerâmica eram inicial e funcional. A fratura inicial ocorria durante um ajuste clínico preliminar ou na cimentação da coroa. Essas fraturas eram diagnosticadas como resultado de pressões internas causadas por discrepâncias na impressão, no modelo ou pela técnica de cimentação. A fratura funcional ocorria após um determinado período de uso. A forma anatômica das coroas também tinham grande influência na fratura das coroas. Fraturas nas coroas ocorriam em função de linhas finas em alguns pontos ao longo da depressão angular. O arredondamento dos ângulos produzia um volume maior na coroa e eliminava linhas específicas de crivagem. Portanto, a tensão era distribuída sobre a espessura maior, conseqüentemente, aumentando a resistência à fratura. Outro fator responsável pela fratura das cerâmicas era a porosidade, a qual podia ser



classificada em duas categorias: normal e excessiva. Porosidade normal ocorria durante o processo de condensação e queima da cerâmica. Uma condensação manual inadequada, contaminação e queima eram as principais causas de porosidades excessivas (bolhas). As porosidades afetavam a resistência da cerâmica criando zonas de concentrações de tensões e de baixa resistência à fratura. Porosidade excessiva afetava a resistência da cerâmica mais do que o tipo normal. A borda quebrada ocasionalmente exibia poros em grandes quantidades, os quais presumivelmente eram um fator significativo no fracasso da estrutura.

**LEHMAN e HAMPSON**, em 1962, relataram a importância do tipo de preparo dos dentes, a fim de proporcionar maior resistência às coroas de cerâmica. A necessidade de preparar o dente de forma adequada era muito importante para a cerâmica, que tinha boa resistência à compressão e baixa à tração. Informaram também os detalhes que os dentistas ignoravam, quando pouca atenção era dada ao nível do término do ombro. Os autores esperavam que se evitassem os desgastes indiscriminados das estruturas dos dentes, fazendo preparos de forma simples, porém, permitindo uma adequada adaptação da cerâmica.

Segundo **NIELSEN**, em 1966, a fadiga é um tipo de falha considerada importante para certos tipos de restaurações dentais sujeitas a pequenas alterações de forças durante o processo mastigatório. Embora os fracassos não sejam muito freqüentes, alguns tipos de restaurações falham totalmente como resultado da fadiga, sem qualquer outro tipo de causa.

**LEONE e FAIRHURST**, em 1967, realizaram um estudo para verificar o efeito do agente de união e da atmosfera de queima na resistência de união das cerâmicas, determinando as propriedades de tração e compressão do metal após certos tratamentos de queima. Para o teste de resistência à compressão e tração foram utilizadas amostras cilíndricas, confeccionadas adaptando-se a cerâmica sobre um fio posicionado dentro de um injetor T.D. 1925A. Uma pressão de 40 kg foi usada para obter uma condensação uniforme das amostras antes da queima. Os testes de compressão e tração foram realizados numa máquina Riehle, com velocidade de 0,05 polegadas/minuto. Os fios metálicos Ceramco nº 1 foram submetidos a vários tratamentos de aquecimento e ao teste de tração. Observaram que a queima em atmosfera com nitrogênio produzia uma superfície de cor marrom sobre o fio. Para determinar se existia qualquer efeito nas propriedades dos fios, diversas amostras foram seccionadas e preparadas para fotomicrografias, determinando o efeito do tratamento de aquecimento sobre a estrutura do grão. Os autores concluíram que as cerâmicas podiam apresentar fraturas internas quando submetidas a esforço de tração e compressão. A resistência de união variava com diferentes combinações da cerâmica e liga, enquanto a resistência de união da cerâmica às ligas de ouro aumentava significativamente na presença de oxigênio. Valores mínimos de resistência à tração foram obtidos nas amostras, aquecidas a 982° C, por 15 minutos e resfriadas. Valores máximos foram obtidos nas amostras aquecidas a 982° C, resfriadas no ar e então reaquentadas por 15 minutos a 538° C e resfriadas

novamente. O reaquecimento das restaurações a 538° C por 15 minutos proporcionou propriedades físicas máximas.

**SHERIL e O'BRIEN**, em 1974, compararam a resistência transversa das cerâmicas de alumina com a feldspática e o efeito da superfície rugosa em meio úmido. Corpos-de-prova retangulares foram submetidos ao teste de resistência transversa de 3 pontos a uma velocidade de 0,05 cm/min. Metade dos corpos-de-prova foram submetidos ao teste em água. A medida da rugosidade superficial foi realizada através do aparelho Analyzer. Os resultados mostraram que não houve diferença entre os dois tipos de cerâmica alumínica 40,8  $\mu\text{m}$  e Feldspática 44  $\mu\text{m}$ . Com relação à resistência transversa, a cerâmica alumínica foi superior à feldspática. Os dois tipos de porcelana foram afetados quando o teste foi realizado em meio úmido. Corpos-de-prova testados em ambiente seco foram 27% mais resistentes do que aqueles imersos em água destilada.

**SOUTHAN e JORGENSEN**, em 1974, determinaram a fadiga estática de cerâmicas na presença de umidade e identificaram o limite de resistência. Trezentos discos com 2 mm de espessura por 10 mm de diâmetro foram confeccionados com a cerâmica Vita. Os corpos-de-prova foram submetidos a carga estática com 17,5 kgf por uma semana. A superfície da cerâmica também foi tratada quimicamente com nitrato de potássio para verificar se a mesma provocaria um aumento na resistência. O tratamento na superfície da cerâmica promoveu um aumento na resistência da cerâmica de 32,58 kgf em relação à não tratada de 20,98 kgf. Cem por cento dos corpos-de-prova submetidos a uma carga de 17,75 kgf falharam em uma semana. A carga de 12,5 kgf aplicada por uma

semana sobre corpos-de-prova foi limite de resistência para o material. A capacidade da cerâmica dental de suportar uma carga estática em água diminuiu com o aumento da aplicação da carga. A fadiga estática sobre a cerâmica dental na presença de umidade, num determinado tempo, pode ser prejudicial para o material.

**RILEY**, em 1977, fez descrição do desenho e da espessura das restaurações em cerâmica. Segundo o autor, a estrutura metálica deve ser confeccionada para permitir uma saúde gengival boa e uma adequada espessura da cerâmica permitindo melhor estética e adequada resistência à deformação. A espessura de uma peça torna-se muito importante, pois pequenas variações nas dimensões podem acarretar diminuição na resistência, ou seja, afetar a durabilidade da restauração no meio bucal.

**OILO**, em 1978, avaliou a adaptação de coroas fixadas com diferentes tipos de cimentos para esmalte, dentina e material restaurador. Coroas metálicas foram fixadas nos dentes com cada tipo de cimento (fosfato de zinco, policarboxilato, EBA e resina composta). Após a fixação o conjunto foi armazenado por 24 horas a 100% de umidade relativa. Decorrido esse tempo o conjunto foi cortado no sentido perpendicular e lixado com carbetto de silício (400 e 600) e polido com óxido de alumínio (0,05  $\mu\text{m}$ ). Réplicas das superfícies polidas foram confeccionadas usando silcona (Xantopren) e analisadas em um stereo microscópio e posteriormente em MEV. De acordo com os resultados em MEV, fendas ocorreram em todos os corpos-de-prova cimento/interface-dente e cimento/interface-dente-liga ou

ambos. O cimento resinoso apresentou fendas somente na interface dente/cimento. O fosfato de zinco e o EBA apresentaram fendas nas duas interfaces. O cimento de policarboxilato foi o cimento que mostrou boa adaptação ao esmalte e dentina deixando espaço na interface liga/cimento. Além disso, os agentes de cimentação apresentam baixas propriedades de umedecimento e, após a presa, eles podem contrair e ser removidos da restauração e do dente através da interface, dente/restauração, principalmente quando estão imersos em ambiente úmido.

Segundo a **AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS**, em 1979, a fadiga mecânica é um processo progressivo, localizado permanentemente na estrutura da cerâmica e ocorre em materiais sujeitos às condições de tensões flutuantes, em locais que podem resultar em fendas ou fratura completa, após um número suficiente de flutuações (oscilações).

**JONES**, em 1983, relatou que as coroas de cerâmica sofriam fadiga estática, devido à tensão dependente da reação entre o vapor de água e o defeito na superfície das coroas de cerâmica. Isso provocava um aumento dos defeitos, seguido por propagação de falhas espontâneas. Por essa razão, as fraturas podiam ocorrer com níveis de carga oclusal baixos. Isto podia explicar porque pacientes reclamavam que suas coroas fraturavam quando somente estavam comendo pão.

**MICHALSKE e FREIMAN**, em 1983, relataram que a degradação da cerâmica em meio aquoso pode ser causada pela tensão de corrosão, envolvendo o crescimento de pequenas falhas já existentes dentro da cerâmica.

**DE LONG et al.**, em 1984, avaliaram a corrosão por fadiga na união entre ligas de Ni-Cr e cerâmica. Foram utilizadas 4 ligas de Ni-Cr e 1 ouro paládio. Um total de 130 corpos-de-prova foram confeccionados para os 5 tipos de ligas. Corpos-de-prova com 10 mm de diâmetro externo foram confeccionados no centro de uma barra com as ligas com 3,2 mm de diâmetro por 45 mm de comprimento. Os corpos-de-prova foram submetidos a 4 diferentes tipos de teste: corrosão-fadiga, corrosão, fadiga e controle. Todos os corpos-de-prova, com exceção do grupo controle, foram imersos em saliva artificial circulante a 37°C. Corpos-de-prova utilizados somente para o teste de fadiga foram imersos em água destilada. A corrosão foi acelerada por uma potência de 500 mV para o teste de corrosão de fadiga. Os corpos-de-prova para o teste de fadiga foram submetidos a uma força variando entre 5 e 45 libras com 200 Hz para  $10^6$  ciclos. Após os ensaios, os autores emitiram as seguintes conclusões: 1 – nenhuma diferença estatística foi encontrada entre o grupo controle, corrosão, fadiga somente e corrosão-fadiga; 2 - o teste corrosão-fadiga não afetou a união da cerâmica-metal sob as condições presentes neste estudo; 3 – nenhuma diferença estatística foi encontrada nas cerâmicas submetidas à fadiga (seco) e em (saliva artificial).

**PHILP e BRUKL**, em 1984, compararam a resistência à compressão de coroas de cerâmica alumínica, coroas com folha de platina e coroas Cerestone,

fixadas em troquéis de policarboxilato (Drefw Plastic), com a forma de tronco de cone, com diâmetros de 5,1 mm na base menor e 8,1 mm na base maior e uma altura de 7 mm, mantendo uma angulação de 2,5°. Em seguida, os moldes dos troquéis foram preenchidos com resina epoxi (Coors Biomedical) para a Cerestone e revestimento (Unitek) para as coroas alumínica e folha de platina. Para os modelos Cerestone foi aplicada uma camada de separador Tefron e para as outras coroas foi aplicada uma folha de platina. Uma camada uniforme de material para o coping e a cerâmica foi obtida com um dispositivo que consistia de uma lâmina de aço adaptada em uma base de aço, onde o troquel era posicionado numa base rotatória, de modo que o mesmo girava ao redor da lâmina permitindo esculpir os corpos-de-prova com espessuras uniformes. Inicialmente foi utilizada uma lâmina com espessura uniforme para o coping de 0,5 mm e realizava-se a queima num forno. Posteriormente, uma segunda lâmina, a qual proporcionava uma escultura da coroa com espessura de parede axial de 1,0 mm e a queima foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixadas nos troquéis de policarboxilato com cimento de fosfato de zinco (Mizzy) de acordo com a especificação nº 8 da A.D.A. Inicialmente, uma pressão digital foi realizada, e imediatamente uma carga de 5 Kg foi aplicada por 10 minutos. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água à temperatura ambiente por 48 horas. Decorridas 48 horas, os corpos-de-prova foram submetidas ao ensaio de compressão utilizando uma máquina de ensaio universal Instron a uma velocidade de 1 mm/min., equipada com uma ponta esférica de 12,7 mm de diâmetro. Os autores concluíram que as coroas Cerestone apresentaram alta resistência à compressão, mas não

eram estatisticamente diferentes das coroas convencionais; as coroas com folha de platina apresentaram menor resistência do que as Cerestone e convencional; e a espessura de parede padronizada neste estudo não afetou significativamente a carga de fratura das coroas de cerâmicas.

**JONES**, em 1985, faz um relato do desenvolvimento das cerâmicas dentais. Algumas das mais importantes datas cronológicas do desenvolvimento das cerâmicas dentais foram mencionadas no trabalho, como o desenvolvimento de dentes artificiais de cerâmicas, coroas metalocerâmicas confeccionadas com ligas de ouro e folha de platina. A cerâmica dental começou a ser utilizada de uma forma mais freqüente entre os anos 50 e 60, devido ao desenvolvimento do preparo do dente usando instrumentos de alta rotação, combinado com a introdução de novos materiais de moldagem. Isso proporcionou um aumento no uso da cerâmica dental como material restaurador. O autor relatou que o desenvolvimento das cerâmicas continuaria nos anos oitenta com a introdução de novas cerâmicas de baixa fusão e de vidro.

**HONDRUM**, em 1988, avaliou a resistência à fratura de coroas confeccionadas com “coping” de óxido de magnésio e óxido de alumínio. Foi utilizado um troquel metálico de aço inoxidável simulando pré-molar superior. Inicialmente, esse troquel foi moldado com silicona de adição (Mirror 3), posteriormente essas impressões foram vazadas com resina epóxica (Epoxy Dent) obtendo-se quarenta troquéis, os quais foram moldados com polissulfeto (Permlastic) e vazados com revestimento (Silky-Rock) de alta resistência. Uma



folha de platina com 0,001" (Willians Gold Refining) foi adaptada em cada um dos quarenta modelos de trabalho. Esses modelos foram divididos em quatro grupos de dez corpos-de-prova: grupo 1 e 2 - coroa com "coping" de óxido de magnésio e grupos 3 e 4, coroa com "coping" de óxido de alumínio. Posteriormente, sobre os "copings" foram confeccionadas as coroas com as cerâmicas (Ceramco Vacuum Porcelain para "copings" de óxido de magnésio e Vitadur para os "copings" de óxido de alumínio). As coroas do grupo 2 e 4 foram glazeadas internamente, enquanto as do grupo 1 e 3 permaneceram com a folha de platina internamente. Após a confecção, todas as coroas foram medidas em quatro diferentes pontos laterais e na oclusal, para verificar se elas apresentavam as mesmas medidas. Posteriormente, as coroas foram fixadas sobre os troquéis de resina epoxi com o cimento de fosfato de zinco (Modern Tenacin, Dentsply) utilizando uma pressão de 5 Kg , por 10 minutos. Decorrido esse tempo, a carga foi removida e o corpo-de-prova foi mantido por mais 10 minutos em temperatura ambiente, sendo em seguida colocado em água à temperatura ambiente, por 24 horas. Posteriormente, as coroas foram submetidas a uma carga de compressão na superfície oclusal a 2 mm da parede axial externa, em uma máquina de ensaio universal Instron (Model TT, BM) equipada com uma ponta triangular, a uma velocidade de 1 mm/min. até a ruptura dos corpos-de-prova. O autor concluiu que as coroas com "coping" de óxido de alumínio e magnésio com folha de platina apresentaram resistência à compressão superior em relação as coroas dos grupos que foram submetidos ao glazeamento. Além disso, segundo o autor, a inabilidade de preencher completamente o espaço entre a coroa e o dente se constitui num problema de transferência de tensões. Pode ser que uma fina camada de cimento,

característica de melhor adaptação da coroa, possa ser mais relevante para a resistência das coroas de porcelana, do que a própria resistência relativa dos materiais.

Segundo **ANDERSON *et al.***, em 1990, aproximadamente 90% de todos os fracassos mecânicos são causados por fadiga. A fadiga é um modo de fratura que ocorre nos materiais após serem submetidos a repetidas cargas. As falhas por fadiga são iniciadas por falhas microscópicas que se desenvolvem em áreas onde ocorrerem concentrações de tensões ou ao redor dessa área. Com o passar do tempo essas falhas tomam um tamanho crítico e falhas catastróficas ocorrem no material.

**DOYLE *et al.***, em 1990, compararam o efeito de diferentes formas de preparos na resistência à fratura da cerâmica Dicor. Seis pré-molares foram preparados da seguinte forma: Grupo 7 - ângulo de convergência 15°, com 1,2 mm de chanfro; Grupo 8 - ângulo de convergência 15°, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; Grupo 9 - ângulo de convergência 15°; com 0,8 mm de chanfro; Grupo 10 - ângulo de convergência 5°, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; Grupo 11 - ângulo de convergência 5°, com 1,2 mm de chanfro; Grupo 12 - ângulo de convergência 5°, com 1,2 mm de chanfro; metalocerâmica com ângulo de convergência de 5°, ombro 1,2 mm e com chanfros proximal e lingual de 0,8 mm; todos os grupos foram submetidos a uma redução oclusal de 2 mm. Os preparos foram realizados em metal. Dez coroas totais Dicor foram preparadas para cada tipo de preparo e doze coroas totais foram preparadas em

metalocerâmicas (controle). Cada coroa foi fixada no troquel de metal com cimento de fosfato de zinco e armazenada, por 24 horas a 37° C, em um umidificador. Uma carga oclusal utilizando uma barra com uma esfera de aço com 1/8" de diâmetro foi aplicada sobre as amostras em uma máquina Instron (Instron Model 1123, Mass) a uma velocidade de 0,5 mm/min. até ocorrer à fratura de cada amostra. Os autores emitiram as seguintes conclusões: os grupos 10, 11 e 12 com ângulo de convergência 5° apresentaram respectivamente resultados de 51,96 Kg; 48,43 Kg e 42,76 Kg, significativamente menores do que dos grupos 7, 8 e 9, com ângulo de convergência 15° (54,07 Kg; 53,02 Kg e 56,20 Kg); as coroas metalocerâmicas apresentaram resultados significativamente maiores (247,45 Kg) do que todas as coroas Dicor, sendo que o maior valor de resistência foi de 56,2 Kg para o grupo 9. Os autores relataram que a complexidade do tipo de preparo podia proporcionar diferentes tipos de fraturas nas coroas totais de cerâmica.

**FLIENDLANDER *et al.***, em 1990, compararam diferentes tipos de preparos confeccionados em pré-molares superiores e seus efeitos com relação à resistência das coroas totais Dicor e metalocerâmica. Sete pré-molares foram preparados da seguinte forma: grupo I - ângulo de convergência 20°, ombro com 1,2 mm arredondado no ângulo axiogengival; grupo II - ângulo de convergência 20°, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; grupo III - semelhante ao grupo I, somente com ângulo de convergência de 10°; grupo IV - semelhante ao grupo II, somente com ângulo de convergência de 10°; grupo V - ângulo de convergência 10°, com chanfro de 0,8 mm; metalocerâmica com ângulo de convergência de 5°, ombro 1,2 mm e com chanfros proximal e lingual de 0,8 mm;

todos os grupos foram submetidos a uma redução oclusal de 2 mm. Os preparos foram realizados em metal. Doze coroas totais Dicor foram preparadas para cada tipo de preparo e doze coroas totais foram preparadas em metalocerâmicas. Cada coroa foi fixada no troquel de metal com cimento de fosfato de zinco e armazenada, por 24 horas a 37°C, em um umidificador antes dos testes. Uma carga oclusal utilizando uma barra com uma esfera de aço com 1/8" de diâmetro foi aplicada sobre os corpos-de-prova em uma máquina instron (Instron Model 1123, Mass) a uma velocidade de 0,5 mm/min. até ocorrer a fratura de cada corpo-de-prova. Os autores emitiram as seguintes conclusões: os dentes preparados com ombro de 1,2 mm reto, e 10° de oclusal total de convergência proporcionaram maior resistência para as coroas Dicor (88,6 Kg). A menor resistência foi encontrada com 0,8 mm de chanfro (66,8 Kg). As restaurações metalocerâmicas foram significativamente mais resistentes (247,45 Kg) do que as coroas Dicor de (88,6 Kg). O grupo I apresentou 79,50 Kg; grupo II - 75,30 Kg; grupo III - 73,50 Kg; grupo IV - 88,60 Kg; grupo V - 70,55 Kg; grupo VI - 66,85 Kg e metalocerâmica 247,45 Kg. Os autores relataram que a complexidade do tipo de preparo podia proporcionar diferentes tipos de fraturas nas coroas totais de cerâmica.

**KELLY *et al.***, em 1990, estudaram as falhas clínicas ocorridas em coroas totais (Dicor e Cerestone) através da fratura. Foram avaliadas sete coroas totais que apresentaram fracassos clínicos num período de 1 a 3 anos e cinco que apresentaram falhas durante a prova. Essas coroas foram limpas ultrassonicamente e desionizadas com água e acetona. Em seguida, foram

observadas em microscopia eletrônica de varredura (SEM). Após análise das fotomicrografias os autores emitiram as seguintes conclusões. As coroas totais eram susceptíveis à fratura como resultado de sua natureza frágil e devido às tensões causadas durante o uso. A maioria das coroas apresentou falhas que se iniciava na superfície interna, indicando que esta superfície foi colocada sob maior tensão, ou provavelmente em locais com grandes falhas ou vazios. Defeitos foram identificados como sendo de fabricação ou inerentes da microestrutura da cerâmica. Defeitos observados na cerâmica Dicor pareciam ser relativos primariamente à porosidade superficial ou subsuperficial, originadas durante a fundição. Fracassos causados por defeitos na cerâmica Cerestone pareciam ser devido à porosidade introduzida durante a construção das coroas ou defeito microestrutural associado com a alta resistência do corpo do material.

**SEGHI *et al.***, em 1990, realizaram um estudo comparando o módulo de ruptura (MOR) de vários tipos de materiais para coroas de cerâmica. Onze grupos de corpos-de-prova foram construídos para cada tipo de cerâmica, a seguir: I - Cerinate; II - Ceramco II; III - Crystar; IV - VMK 68; V - Vitadur N- corpo; VI - Vitadur - dentina; VII - Mirage; VIII - Optec; IX - Dicor; X - Hi Ceram;e, XI - In Ceram, modificando-se o padrão original ISO para cerâmica. Após a confecção, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste flexural de três pontos em uma máquina para teste Universal. Após os testes, as cargas de fratura foram determinadas e o MOR calculado (MPa) para cada grupo, como sendo: I - 93,6 (12,8); II - 60,8 (5,2); III - 70 (7,6); IV - 65,5 (5,2); V - 24,8 (12,7); VI - 63,1 (9,6); VII - 70,3 (8,7); VIII - 105,3 (11,2); IX - 124,7 (18,7); X - 141,5 (18,7); e, XI - 446,4

(63,9). Os autores concluíram que a cerâmica In Ceram apresentava módulo de ruptura (MOR) significativamente maior que os outros materiais.

Segundo **LUDWIG**, em 1991, quando as cerâmicas eram submetidas a forças de tração, compressão e cisalhamento podiam ocorrer fraturas em função de defeitos microscópicos na superfície. A resistência da cerâmica tinha melhorado com o desenvolvimento de metalocerâmicas, porém algumas limitações eram impostas a este sistema. Um dos principais fatores era o estético, e a oxidação ou corrosão, resultantes da queima da liga durante a fundição, reduziam a sua compatibilidade tecidual. Nos últimos anos, um grande número de cerâmicas, como por exemplo Dicor e IPS-Empress, foi introduzido no mercado com bons resultados estéticos e melhoras nas propriedades mecânicas. Cristais de mica (Dicor) e leucita 24% em volume para a cerâmica (IPS-Empress) aumentaram a resistência mecânica dos materiais cerâmicos, bem como a opacidade. Em função disso, o autor desenvolveu um estudo avaliando a resistência à fratura de três tipos de coroas anteriores (coroa de jaqueta, Dicor e IPS Empress). Foi utilizado um troquel de aço inoxidável com a forma de um incisivo central, num dispositivo que permitia a confecção de coroas em cera, com idêntica forma e espessura para as coroas Dicor e IPS Empress, enquanto as coroas de jaqueta foram confeccionadas usando técnica convencional, de acordo com as recomendações do fabricante. A espessura das coroas foi verificada em 5 pontos definidos, usando um paquímetro com 0,01 mm de precisão. Após a confecção, as coroas de jaqueta e Dicor foram fixadas no troquel de aço com cimento de fosfato de zinco e o IPS Empress com Ivoclar Dual Cement. A

resistência das coroas à fratura foi avaliada usando o aparelho hidráulico controlado eletronicamente. Seis corpos-de-prova de cada porcelana foram submetidos a uma carga de compressão com o troquel posicionado verticalmente ao plano horizontal. Os outros seis corpos-de-prova foram submetidos com o troquel inclinado a 30° em relação ao plano. Os resultados mostraram que, para os corpos-de-prova inclinados a 30°, a maior medida foi obtida com o sistema IPS Empress (335 N), seguido pela Dicor (253,7 N) e coroa de jaqueta (179,5 N). Com o troquel posicionado verticalmente ao plano horizontal, o maior valor foi também obtido com o sistema IPS Empress (2180N), seguido pela Dicor (1583N) e coroa de jaqueta (545N). Com base nesses resultados, o autor concluiu que o sistema IPS Empress apresentava alta resistência à fratura para ambos os testes quando comparado com a Dicor e coroa de jaqueta.

**McLEAN**, em 1991, fez um relato sobre a ciência e a arte das cerâmicas dentais. As cerâmicas eram um grupo de materiais que apresentavam resistência à corrosão, abrasão e ácidos fortes, propriedades já observadas no século 18. Hoje, as novas cerâmicas estão sendo indicadas em substituição às restaurações metalocerâmicas. Entretanto, esses materiais ainda têm suas limitações, como precisão, baixa resistência à fratura por tração, dificuldade em se obter uma superfície livre de porosidade e fendas, podendo falhar em função das limitações de suas propriedades e dos esforços complexos a que são submetidas no meio oral. Além disso, as cerâmicas são mais duras do que o esmalte dental e podem causar um desgaste excessivo durante a mastigação, entretanto, elas são frágeis quando comparadas com as ligas de ouro. A alta resistência à fratura do metal

não dependia da superfície como da cerâmica. Diversas pesquisas foram realizadas sobre a integridade da superfície e mostraram que a resistência e a longividade das restaurações eram dependentes da superfície da cerâmica. Uma cerâmica com alta resistência, porém com defeitos na superfície, podia ter seu desempenho diminuído em relação às cerâmicas livres de defeitos.

**ANUSAVICE**, em 1992, fez uma revisão sobre o desenvolvimento das cerâmicas, desde a introdução das coroas de jaqueta no início do século (1903) até os sistemas CAD-CAM utilizados atualmente na confecção de inlays e onlays. Relatou que as coroas metalocerâmicas foram inicialmente desenvolvidas em 1962, por Weinstein, utilizando ouro. Em 1965, foi introduzida a cerâmica alumínica. No início dos anos setenta surgiram as cerâmicas de vidro, porém, as mesmas não apresentavam resistência satisfatória. Outro tipo de cerâmica foi lançada (Feldspática) apresentando uma resistência moderada. Um sistema de coroa alumínica infiltrada com vidro foi lançada recentemente apresentando alta resistência flexural. Os sistemas atuais compreendem os dispositivos para a confecção de cerâmicas inlay e onlay (CAD-CAM). Segundo o autor, o sucesso das cerâmicas e restaurações metalocerâmicas dependia do tipo de material e da técnica de confecção. Desde que a primeira jaqueta de cerâmica foi introduzida em 1903, muitos materiais novos têm sido lançados com o objetivo de melhorar a estética e aumentar a resistência.

**DONG et al.**, em 1992, realizaram um estudo para determinar se o tratamento de queima afetava a resistência flexural da cerâmica IPS-Empress



(Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas coroas totais (anteriores e posteriores) e inlays. Após a confecção, os corpos-de-prova foram divididos em cinco grupos e comparados com o lingote da cerâmica enviado pelo fabricante, da seguinte forma: grupo 1 - lingote puro; 2 - lingote com pressão e queima; 3 - lingote com pressão e queima “veneer”; 4 - pressão normal de queima; 5 - simulando uma queima “veneer”; 6 - queima glaze e “veneer”; 7 - queima cor e glaze; 8 - simulando queima “veneer”, cor e glaze. Em seguida, foram submetidos ao teste de resistência flexural. O teste de três pontos foi executado numa máquina de ensaio universal RM 50 (Schenck - trebel, Germany) a uma velocidade de 0,5 mm/min., obtendo os seguintes resultados: grupo 1 - 74 MPa; 2 - 91 MPa; 3 - 82 MPa; 4 - 126 MPa; 5 - 182 MPa; 6 - 175 MPa; 7 - 159 MPa; 8 - 171 MPa. Os autores emitiram as seguintes conclusões: a pressão de aquecimento sobre o lingote recebido do fabricante melhorou a resistência do material de 74 para 126 MPa; os tratamentos nas superfícies dos corpos-de-prova simulando queima (“veneer”, cor e glaze) aumentaram a resistência de 160 para 182 MPa; e o aquecimento na ausência de pressão não teve nenhum efeito sobre a resistência da cerâmica.

**GORODOVSKY e ZIDAN**, em 1992, avaliaram a resistência retentiva de coroas totais fundidas, fixadas com 5 agentes cimentantes, a preparos em molares extraídos. Os materiais utilizados para fixação foram os cimentos de fosfato de zinco Fleck's, de ionômero de vidro convencional Ketac Cem, resinoso Superbond com adesivo C & B. Foram também avaliadas a integridade marginal dos cimentos Fleck's, Ketac Cem e Comspan, através de microscopia eletrônica de varredura.

Molares humanos, com retenções confeccionadas nas raízes, foram embutidos com resina acrílica em tubos de PVC. Os preparos padronizados para coroas totais foram confeccionados com instrumento de carboneto de tungstênio em um torno mecânico, sob refrigeração, e após o acabamento com discos de carbeto, ficaram com 8 ° de expulsividade, 4,5 mm de altura e 1 mm de chanfro. Após a moldagem dos preparos e a obtenção dos modelos de gesso, foram aplicadas 3 camadas do espaçador Tru Fit sobre os mesmos, sendo os padrões de cera confeccionados pela técnica indireta. As fundições foram confeccionadas em liga de ouro/paládio Lodestar e com uma alça oclusal para adaptação na máquina de ensaios. A limpeza foi feita com jato de óxido de alumínio e com água em ultrassom e a fixação das coroas foi feita com aplicação de uma carga de 4,5 Kg durante 8 a 10 minutos. Os ensaios de remoção, por tração, foram realizados em máquina MTS, após 7 dias de armazenagem em água a 37°C. Três corpos-de-prova, com as coroas fixadas com cimento de fosfato de zinco, de ionômero de vidro e resinoso Comspan foram preparados e armazenados em água destilada durante 6 a 10 semanas para análise da integridade marginal. Foram verificadas diferenças significativas nas resistências (MPa), que foram inferiores nos grupos formados pelos cimentos de fosfato de zinco (3,08) e ionômero de vidro (3,12) em comparação aos grupos formados pelos materiais resinosos Comspan (4,21), Comspan com adesivo Prisma Bond (4,01) e Superbond C & B (>6,40). A análise da integridade marginal revelou que o cimento resinoso estava intacto e que o cimento de fosfato de zinco apresentou severa degradação, contrariamente ao cimento de ionômero de vidro que apresentou severa degradação da interface. Ocorreu fratura da estrutura dentinária (coroa ou raiz) em vários dentes com

coroas fixadas com o agente Superbond C & B, para o fosfato de zinco, além das limitadas propriedades mecânicas, a resistência dos cimentos podem sofrer influência da configuração do preparo, comprimento e área de superfície. Além disso, segundo o autor o aumento de retenção de coroas metálicas proporcionado pelo cimento resinoso em relação aos de fosfato de zinco e ionômero de vidro foi atribuído às melhores propriedades mecânicas do material, e o aumento na resistência à retenção ocorrem através da retenção mecânica e principalmente pela união físico-química.

**PROBSTER**, em 1992, estudou a resistência à compressão das cerâmicas In Ceram, IPS- Empress Paint-on e Empress Layring Technique. Um troquel metálico de cobalto-cromo com ombro com 1 mm de largura, simulando um incisivo central superior foi utilizado como padrão. Foram obtidas impressões dos troquéis metálicos usando o Provil (Bayer) e posteriormente esses moldes foram preenchidos com gesso Vel-Mix tipo IV. Para as coroas In Ceram foi aplicada uma camada do espaçador (Vita) sobre o modelo de gesso e obteve-se um molde com silicona por adição (Addisil-Siladent-Technik, Germany), o qual foi preenchido com revestimento In Ceram. O processo de confecção dos corpos-de-prova In Ceram, IPS-Empress Paint-on e Empress Layring Technique foi de acordo com as recomendações dos fabricantes. O sistema IPS-Empress paint-on foi confeccionado usando uma placa de silicone encerada previamente adaptada no modelo de gesso e preenchido com cera fundida. As dimensões dos casquetes de cera foram controlados com um paquímetro digital. Em seguida, os padrões de cera foram incluídos com revestimentos aglutinados por fosfato. A cera foi

eliminada num forno a 850°C e a cerâmica foi injetada no molde de revestimento, dentro do forno sob pressão. Após o resfriamento, as coroas foram removidas do revestimento, ajustadas no modelo de gesso e aplicadas duas camadas de opaco e uma camada do glazer. Para a técnica Empress Layring Technique, as coroas foram aquecidas e prensadas como no processo anterior. As coroas foram ajustadas com as dimensões de 0,6 mm na parte labial e 0,7 mm na palatina com auxílio de uma broca cilíndrica de diamante. Os “copings” foram preenchidos com uma camada de cerâmica Empress para criar uma forma final adequada, de maneira similar às coroas In Ceram. As coroas metalocerâmicas de níquel-cromo (Wiron 88, Germany) e Vita VMK 68 (Vita) foram usadas como grupo controle. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixados sobre o troquel metálico de cobalto-cromo usando cimento de fosfato de zinco (Harvard Cement, Germany). Trinta minutos após a cimentação, as coroas de cerâmica foram submetidas ao ensaio de resistência à compressão numa máquina de ensaio de universal Instron (Modelo 1554, Germany) equipada com uma ponta esférica de aço com 5 mm de diâmetro posicionada no centro do corpo-de-prova, a uma velocidade de 0,5 mm/minuto. O autor concluiu que: a resistência média de fratura da cerâmica In Ceram foi de 964 N; a Empress com a técnica paint-on apresentou uma resistência média de 814 N e a IPS Empress Venner 750 N; as metalocerâmicas tiveram uma fratura média de 1494 N; e as coroas totais de ambos os sistemas apresentaram suficientes valores de resistência para serem usadas clinicamente. Segundo Kolber & Ludwig e Sonnenburg et al., a força máxima de mordida entre os dentes antagonistas pode variar entre 245 a 540 N.

**FAIRHURST *et al.***, em 1993, avaliaram os parâmetros de fadiga dinâmica de uma cerâmica experimental, usando modelos de cerâmica confeccionados com 60% de um componente e 40% de outros três componentes, de acordo com a patente de WEINSTEIN (1962). Trezentos corpos-de-prova com 1 mm de espessura foram submetidos ao teste de resistência à flexão biaxial, em água a 37°C, usando seis taxas de tensões: 100; 10; 1,0; 0,1; 0,01 e 0,001 MPa/Seg.. Os resultados obtidos nesse estudo em água foram: 70,7; 63,8; 52,5; 50,4 e 47,5 MPa/Seg. e a seco 96,9 MPa/Seg.. Os autores concluíram que a resistência à fratura das cerâmicas diminuiu quando ensaiada em água, em relação ao ambiente seco.

**GREY *et al.***, em 1993, avaliaram a resistência à fratura de coroas convencionais e de um novo sistema de cerâmica. Foram utilizados doze troquéis de latão simulando preparo em pré-molar. Um total de trinta e três coroas foram confeccionadas, sendo onze do tipo alumínica (Vitadur N, Vita), onze metalocerâmica (Vita VMK, Vita) e onze In Ceram (Vita). Um espaçador foi utilizado para verificar as dimensões dos “copings”. As coroas alumínicas e metalocerâmicas foram fabricadas de acordo com as recomendações dos fabricantes, pelo método convencional. Para as coroas de cerâmica In Ceram, inicialmente os troquéis de latão foram moldados com uma silicona de adição Provil (Bayer AG). Em seguida, os moldes foram preenchidos com revestimento apropriado In Ceram. Foi aplicado o espaçador e construídas as coroas In Ceram (Vita) de acordo com as recomendações do fabricante. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixados nos troquéis de latão utilizando cimento de fosfato

de zinco com uma pressão digital (a espessura do cimento variou de 95 µm para a metalocerâmica; 154 µm para a alumínica e 123 µm para a In Ceram). Após dez minutos, o excesso de cimento foi removido e as coroas foram submetidas a uma carga de fratura (na região central) usando uma máquina de teste Howden (RDP - Howden Ltda, UK) a uma velocidade de 0,5 mm/min.. Realizados os testes, foram obtidos os seguintes resultados: cerâmica alumínica  $916 \pm 121$  (N), com fratura em direção ao centro da cerâmica; metalocerâmica  $1557 \pm 362$  (N), com fratura da cerâmica na interface metal/óxido; e In Ceram  $1609 \pm 459$  (N), seis corpos-de-prova falharam e quatro permaneceram intactos. Os autores emitiram a seguinte conclusão: a média de resistência à fratura da cerâmica alumínica In Ceram foi significativamente maior que a cerâmica alumínica ( $p < 0,0001$ ), mas não foi estatisticamente diferente da metalocerâmica.

**WHITE**, em 1993, relatou que as cerâmicas são conhecidas por sofrer fadiga estática química na presença de umidade em temperatura ambiente, entretanto desconhecia-se que as cerâmicas sofriam fadiga mecânica. Recentemente, demonstrou-se a existência de fadiga cíclica induzida mecanicamente na cerâmica feldspática, sob condições ambiente. A taxa de crescimento ( $dc/dN$ ) foi consistente com o Paris Law, o qual era baixo em função da taxa de tensão aplicada intensivamente ( $^{\circ}K$ ) controlando o fenômeno de fadiga mecânica. Um expoente Paris ( $m$ ) de ordem 4, e constante  $C$  de ordem  $2 \times 10^{-6}$  foi calculado. Segundo o autor, a susceptibilidade da cerâmica dental para fadiga mecânica e a possibilidade de interação entre a fadiga estática química e mecânica deviam ser estudadas.

**KERN e THOMPSON**, em 1994, relataram que o procedimento de união empregado para as cerâmicas feldspáticas, como condicionamento e silanização, não favorecem o aumento da união entre a cerâmica In-Ceram e o material de fixação. Com intuito de verificar a eficiência de outras técnicas, os autores avaliaram o efeito dos sistemas Rocatec (Espe) e Silicoater MD (Kulzer) na perda de volume, na morfologia superficial e na composição da superfície da cerâmica In-Ceram (Vita). A perda de volume através do jateamento realizado por estes sistemas foi 36 vezes menor para o In-Ceram comparado com a cerâmica IPS Empress (Ivoclar). Após a cobertura com o sistema Rocatec, uma camada de partículas de sílica permaneceram na superfície da cerâmica, elevando o conteúdo de sílica de 4,5% para 19,7 % em peso. Após o tratamento com o sistema Silicoater MD (Kulzer), o conteúdo de sílica foi menor em comparação com o sistema Rocatec. A camada de sílica formada por estes sistemas foram diferentes tanto morfologicamente como em espessura, o que pode resultar em diferentes valores de resistência de união.

**MEYERS et al.**, em 1994, determinaram as características da tensão de corrosão de fadiga da cerâmica feldspática Optec-hsp (Jeneric - Pentron, CT) usando o teste de fadiga dinâmica. Cento e vinte corpos-de-prova com 12 mm de diâmetro por 1,4 mm de espessura foram confeccionadas, segundo recomendações do fabricante. Vinte amostras foram submetidas ao teste de resistência inerte a 100 MPa/s, enquanto as demais foram divididas em grupos de vinte para a taxa de tensão de (100; 10; 1,0; 0,1; 0,01 MPa/s), em água. Os testes

foram executados num banho com água destilada circulando à temperatura de  $37 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$ . O teste de resistência inerte foi realizado a 100 MPa/s. Os corpos-de-prova foram aquecidos por 16 horas a  $1100^{\circ}\text{C}$  e imersos em óleo, o qual tinha sido aquecido previamente a  $110^{\circ}\text{C}$ . Os corpos-de-prova foram estocados nesse óleo antes do teste, utilizando um dessecador. Posteriormente, após um determinado tempo antes do teste, os corpos-de-prova foram imersos em óleo a  $37^{\circ}\text{C}$ . O teste de fadiga dinâmico foi medido usando o teste de resistência flexural biaxial, num banho de água circulante, em uma máquina de ensaio Universal Servomecanica Instron (Instron, Canton, MA). Os corpos-de-prova foram submetidos a uma carga dinâmica multipla e uma taxa de tensão constante. Antes do teste, as dimensões individuais de cada corpo-de-prova foram colocados num programa, o qual se calculava a carga específica, para proporcionar uma taxa de tensão adequada para cada corpo-de-prova. Para obter a curva do tempo de vida da Optec porcelain, os valores médios de resistência em meio úmido foram calculados por meio de uma equação matemática. Após realizar os testes, foram obtidos os seguintes resultados para o meio úmido (100MPa/Seg. - 116,8 MPa; 10 MPa/Seg. - 110 MPa; 1 MPa/Seg. - 96,2 MPa; 0,1 MPa/Seg. - 89,3 MPa; 0,01 MPa/Seg. - 83,6 MPa) e em meio inerte (100 MPa/Seg. - 167,9 MPa). Análise de regressão linear da carga de fratura pelo tempo de falha foi realizada para se obter os parâmetros de fadiga. Observou-se susceptibilidade à tensão de corrosão de fadiga quando ensaiada em água. O valor médio de resistência à fadiga para a cerâmica Optec-hsp foi de 98,3 MPa em meio úmido.



Segundo **VAN NOORT**, em 1994, a condutibilidade térmica e o coeficiente de expansão térmica das cerâmicas eram muito similares aos da estrutura dentária, com isso, ocorria o favorecimento do prognóstico clínico das restaurações. A condutibilidade térmica em cal/cm/seg/°K da sílica era de aproximadamente 0,003, enquanto que da dentina e do esmalte de 0,0015 e 0,0022. A prata apresentava 0,98 e a água 0,0014. Com relação ao coeficiente de expansão térmica (CET), a cerâmica apresentava um valor em ppm/°C ou  $10^{-6}$  /°C e a cerâmica à base de Mg 14,5 , enquanto o esmalte apresenta um valor de 12 e a dentina 14. As restaurações de ionômero de vidro 8, resina composta 20-55, selante oclusal 80 e amálgama de prata aproximadamente  $\pm 25$ . Apesar da alta resistência à compressão (350-550 MPa), as cerâmicas apresentavam baixa resistência às tensões de tração (21-40 MPa) e eram desprovidas de qualquer resistência à fratura.

**YOSHINARI e DERAND**, em 1994, avaliaram a resistência de coroas cerâmicas sob condições de pré-carga cíclica sob atmosfera aquosa. Três elementos foram estudados: a influência da pré-carga na resistência da cerâmica alumínica convencional (Vita Dur, Vita); influência do agente cimentante na resistência do mesmo material; e a resistência de outros tipos de cerâmica (Vita In Ceram; Vita Alpha; Dicor e IPS-Empress). A cerâmica In Ceram apresenta em sua composição uma quantidade de aproximadamente 85% de cristais de óxido de alumínio. Troquéis com dimensões do pré-molar foram confeccionados utilizando dentes bovinos. Em seguida, moldagens desses dentes foram feitas com silicona por adição (Provil-Bayer, Germany). Sobre os moldes foram construídos modelos

de resina epoxy (Epoxy-Die, Ivoclar) e gesso (Velmix-Kerr). O processo de queima das cerâmicas foi de acordo com as recomendações dos fabricantes para cada tipo de cerâmica. Após a confecção dos corpos-de-prova os mesmos foram fixados nos preparos dos dentes bovinos utilizando (Ketac-Cem - ESPE; Scotchbond MP - 3M; Scotch Prime - 3M e Variolink - Vivadent). Para o cimento de fosfato de zinco (De Trey), metade dos corpos-de-prova foi fixada nos dentes bovinos e a outra metade nos modelos de resina epoxy, pois o modelo de resina epóxica tinha sido pré-determinado no estudo piloto (não ocorreu nenhuma diferença na resistência à fratura entre os dentes bovinos e os de resina epoxy, pois ambos têm aproximadamente o mesmo módulo de elasticidade). Em seguida, todos os corpos-de-prova foram armazenados, por 24 horas, em água destilada antes do teste. Decorridas essas 24 horas, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste mecânico da seguinte forma: a - coroa Vita-Dur N foi dividida em dois grupos (um grupo foi submetido a uma carga até que ocorresse a fratura e o outro grupo, juntamente com as demais, foi submetido à aplicação de uma pré-carga cíclica). Essa pré-carga cíclica foi aplicada com os corpos-de-prova inclinados 10° por 10.000 ciclos. Uma carga mínima de 30 N e uma máxima de 300 N foram aplicadas de modo sinuzoidal a 1 HZ. Todos os corpos-de-prova foram estocados em água destilada durante a pré-carga por 1 e 7 dias antes do teste mecânico. Os corpos-de-prova montados foram inclinados de 10°. Uma carga foi aplicada na superfície oclusal dos corpos-de-prova, a uma velocidade de 0,225 mm/min., usando uma máquina para teste mecânico (Alwetron F1000, Sweden), com uma ponta esférica de aço com 4,8 mm de diâmetro. A fratura das coroas Vita-Dur N fixadas com vários materiais foram observadas usando um microscópio óptico

(Olympus, Tokyo - Japan) e a superfície de fratura das coroas In Ceram foram observadas usando (MEV). Os autores emitiram as seguintes conclusões: a pré-carga cíclica diminuiu significativamente a resistência das coroas Vita-Dur N; a resistência à fratura das coroas Vita-Dur N melhorou quando elas foram fixadas com o Ketac Cem ou o cimento resinoso; a média de resistência à fratura da cerâmica Vita Alpha foi de 1022 N; a média da resistência à fratura das coroas de cerâmica fixadas usando o cimento de fosfato de zinco e após a pré-carga cíclica em água destilada foi (Vita-Dur N - 770 N; Vita In Ceram - 1060 N; Dicor - 840 N; IPS Empress - 891 N). Os valores de resistência da cerâmica In Ceram foram estatisticamente superiores em relação a IPS Empress, Dicor e Vita Dur N. As coroas cerâmica In Ceram fraturaram de duas maneiras: fraturas completas 1276 (207) N e fratura da cerâmica com o “coping” permanecendo intacto 808 (292) N. Segundo aos autores, falhas podem ocorrer devido a presença de microdefeitos dentro do material ou a degradação em meio aquoso, em função da tensão de corrosão.

**SIDHU e WATSON**, em 1995, relataram que os primeiros cimentos de ionômero de vidro modificados por resina são uma evolução dos cimentos de ionômero de vidro convencionais, sendo adicionado resinas na composição, como o HEMA e Bis-GMA. Enfatizaram que estes materiais são considerados cimentos de ionômero de vidro quando a presa ocorre no escuro, ou seja, pela reação ácido-base. Além desta reação, a presa também ocorre pela polimerização ativada por luz e / ou química. Quando iniciadores químicos, ao invés de fotoiniciadores, são incluídos na composição, a existência de presa no escuro não

necessariamente demonstra a presença de reação ácido-base. Portanto, enquanto a ausência de presa no escuro indica que o material não é um cimento de ionômero de vidro, a presa no escuro somente não garante que o mesmo é realmente um cimento de ionômero de vidro. Os autores citam como desvantagens dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina em relação às resina compostas a maior dificuldade de manipulação, a menor resistência e estética.

**WISKOTT *et al.***, em 1995, fizeram uma revisão sobre fracassos em próteses provocados por fadiga. Segundo os autores, a fadiga era provocada pelo desenvolvimento de microfalhas em áreas onde ocorriam concentrações de tensões. Com a carga atuando continuamente, as falhas fundiam formando fissuras maiores, as quais provocavam um enfraquecimento do material. Fracassos catastróficos ocorriam quando o ciclo da carga final excedia a capacidade mecânica do material. De acordo com os autores, a formação da curva de tensões (S-n) podia ser descrita de três maneiras. Primeiro - baixo ciclo de fadiga, quando os fracassos ocorriam abaixo de 10.000 ciclos, indicava que a tensão aplicada estava além do limite elástico do material; portanto, causando deformação plástica. Como as cerâmicas tinham pouco ou nenhuma capacidade para deformação plástica, testes deste tipo eram de uso limitado para restaurações cerâmicas. Segundo - limitado ciclo de fadiga, a tensão era aplicada além do limite elástico do material para ciclos de fadiga entre (10.000 a 10.000.000). O regime de teste no qual fracassos ocorriam acima de 10.000 ciclos podia ser consequência da aplicação de tensões abaixo do seu limite elástico.

Testes deste tipo mostravam o tempo de vida das restaurações clínicas e com isso eles podiam ser considerados como úteis. Terceiro – ilimitado, acima de 10.000.000 ciclos era indicado para testes em indústrias, considerado ideal para materiais dentários. Observaram que, se o regime de carga estava sendo empregado sobre materiais dentários em clínicas, fracassos deveriam ocorrer somente mais do que 10.000 ciclos. Além disso, quando a fissura atingia um tamanho crítico, ela definitivamente progredia a cada aplicação do ciclo de carga. Este processo era referido como a propagação e uma quantidade de aproximadamente 90% da vida de fadiga. As duas fases da fadiga eram iniciação e propagação das falhas. Os autores colocaram que as evidências indicavam que a maioria das fraturas ocorria em estruturas de próteses após um período de muitos anos.

**DELLA BONA**, em 1996, faz uma breve revisão da literatura a respeito de alguns aspectos que envolviam a ciência e a arte das cerâmicas odontológicas, incluindo a evolução histórica, composição, propriedades mecânicas e físicas, novas tecnologias e as últimas técnicas restauradoras que usam cerâmicas. Para o autor, a estabilidade química, alta resistência à compressão, estética excelente e durável, biocompatibilidade com os mais baixos índices de aderência de placa eram algumas das características incomparáveis das cerâmicas odontológicas, além disso, apresentavam condutibilidade térmica e coeficiente de expansão térmica próxima da estrutura do dente.

**PHILLIPS**, em 1996, relatou que as cerâmicas apresentavam propriedades estéticas satisfatórias como baixa condutibilidade térmica (próxima da estrutura do dente), baixa difusibilidade térmica e baixa condutibilidade elétrica. As falhas que ocorriam normalmente nas cerâmicas eram em função das ranhuras presentes nas superfícies do material. Essas falhas comportavam-se como valas profundas, cujas extremidades eram tão estreitas quanto os espaços entre os átomos do material. Um fenômeno conhecido como concentração de tensões, e que ocorria nas extremidades dessas valas provocava o acúmulo localizado de tensões, fazendo com que aquela tensão teórica que o material deveria apresentar fosse atingida quando o material era carregado com valores muito baixos de tensões médias. Quando a resistência teórica do material era superada na extremidade da vala, as uniões entre os átomos naquele ponto eram quebradas. Como as fendas se propagavam através do material, a concentração de tensões era mantida, na extremidade da fenda, até que ela se movia através da totalidade do material. Este fenômeno de concentração de tensões explicava como os materiais podiam falhar quando solicitados por tensões muito abaixo daquelas que correspondiam a sua resistência esperada. O comportamento frágil da cerâmica e sua baixa resistência à tração, comparados com aqueles previstos era devido à união entre os átomos e podiam ser entendidos ao considerar-se a concentração de tensões ao redor da superfície daquelas falhas. Como as cerâmicas tendiam a não apresentar, como os metais, um mecanismo de escoar sem fraturar-se, as frinchas podiam propagar-se no corpo da cerâmica, mesmo que a média de indução de tensões fosse de baixa magnitude. Como resultado, as cerâmicas e os vidros tinham uma resistência à tração que era muito mais baixa que sua resistência à compressão

quando submetidos a esforços no meio bucal. As cerâmicas sofreram uma evolução muito grande durante o tempo e principalmente nos últimos anos como: as coroas metalocerâmicas, “coping” confeccionados com folha de platina, coroa de cerâmica de vidro, cerâmica reforçada com leucita, cerâmica de vidro injetada no molde (confeccionada utilizando a técnica da cera perdida), sistema CAD-CAM, cerâmica veneers, inlays, onlays, dentes de cerâmica e as cerâmicas altamente resistentes não apresentando contração no casquete (a cerâmica alumínica é infiltrada com vidro após a primeira queima), as restaurações metalocerâmicas (Reinassance - utilizando folhas finas de ouro para confecção da parte metálica). A In Ceram é um exemplo de cerâmica infiltrada com vidro. A cerâmica alumínica era infiltrada com vidro a 1120°C, por 4 horas, para eliminar porosidade e fortalecer a estrutura. O processo de sinterização inicial do corpo da alumina produzia uma diminuição mínima do volume, porque o tempo e a temperatura eram suficientes somente para promover união entre as partículas nas áreas pequenas. A adaptação final era muito boa, porque ocorria pouca contração. A resistência flexural do material era de aproximadamente 450 MPa comparada com a resistência da Dicor, Optec HSP e IPS Empress 100 a 150 MPa. Antes da In Ceram ser introduzida, a cerâmica alumínica não tinha sido usada com sucesso para produzir próteses parciais, por causa da baixa resistência flexural e alta concentração de sinterização. As vantagens do material infiltrado com o vidro eram a alta resistência flexural e o excelente ajuste. As desvantagens incluíam a opacidade do “coping”, inadequada para o ataque ácido convencional e necessitava de equipamento especial. Os procedimentos para produzir uma cerâmica In Ceram eram: após o preparo do dente, moldagem, preencher com

gesso, aplicar o espaçador, moldar o modelo de gesso e preencher com revestimento (apropriado), aplicar a pasta de óxido de alumínio (  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ) no troquel de revestimento, levar ao forno adequado e manter, por 6 horas a  $120^\circ\text{C}$  para secar o ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) e, em seguida, elevar a temperatura até  $1120^\circ\text{C}$  e manter por mais 4 horas. Posteriormente, o vidro era aplicado e novamente levado ao forno, inicialmente a  $200^\circ\text{C}$ , por 30 minutos e, após, a  $1100^\circ\text{C}$ , por 4 horas, para permitir a infiltração do vidro. Após a queima o excesso do vidro era removido com uma broca de diamante. Após aplicação do óxido de alumínio 35-50  $\mu\text{m}$ , era levado ao forno, por 10 minutos a  $900^\circ\text{C}$ . Em seguida, o corpo com dentina e esmalte era construído usando a cerâmica Vitadur Alpha à temperatura de  $960^\circ\text{C}$ , por 2 minutos a vácuo. Após ajuste da anatomia e da oclusão, acabamento e polimento, o glaze natural era aplicado e levado ao forno por 1,5 minutos a  $940^\circ\text{C}$ . Recentemente, outro tipo de cerâmica (Ceram Spinell -  $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ ) foi introduzido com a finalidade de substituir a In Ceram, proporcionando melhor translucência e estética em situações clínicas, apesar de possuir uma menor resistência flexural.

**PANZERA**, em 1997, fez um relato do grande número de materiais que tem sido pesquisado com o intuito de melhorar a estética das coroas metalocerâmicas, cujo inconveniente é a opacidade do metal. Nos últimos anos, grandes tentativas foram feitas no intuito de utilizar materiais estéticos com alta resistência. Um dos sistemas lançados recentemente é o OPC<sup>TM</sup> (Optima Pressable Ceramic), que apresenta composição com alta quantidade de leucita, aproximadamente 55% em volume, com a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas.



**AWLIYA et al.**, em 1998, examinaram a influência de tratamentos de superfície na resistência de união do cimento resinoso à cerâmica de infraestrutura Procera (Nobel Biokare). Foram confeccionados 40 espécimes da cerâmica e divididos em 4 grupos com 10 cada, e submetidos a quatro diferentes tratamentos de superfície: grupo 1 – jateamento com óxido de alumínio de 25  $\mu\text{m}$  com pressão de 120 psi; grupo 2 – jateamento com óxido de alumínio de 25  $\mu\text{m}$  com pressão de 160 psi; grupo 3 – jateamento com óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  com pressão de 120 psi; grupo 4 – jateamento com óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  com pressão de 160 psi. Área de 4 mm de diâmetro foi isolada sobre a superfície tratada e o cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray) foi aplicado seguindo as instruções do fabricante. Após a presa, os corpos-de-prova foram mantidos em 100% de umidade por 7 dias, e submetidos ao teste de cisalhamento em máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 0,5 mm/minuto. Os resultados foram de 18,27 MPa para o grupo 1, 21,46 MPa para o grupo 2, 20,13 MPa para o grupo 3 e de 18,09 MPa para o grupo 4, não havendo diferença estatística entre os valores ( $p < 0,05$ ). Os autores concluíram que a resistência de união obtida com o cimento resinoso foi mais importante do que o tratamento de superfície realizado sobre a cerâmica Procera.

**SOBRINHO et al.**, em 1998, avaliaram a resistência à fratura e fadiga em meio seco e úmido das cerâmicas In Ceram (Vita), OPC (Jeneric / Pentron) e IPS Empress (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas 26 coroas com 8,0 mm de diâmetro e 8,5 mm de altura para cada tipo de cerâmica. Em seguida, as coroas cerâmicas foram fixadas num troquel metálico simulando um pré-molar com

cimento de fosfato de zinco e armazenadas em água destilada a 37<sup>0</sup> C numa estufa por 24 horas. Para cada sistema cerâmico, 10 amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura sem fadiga. Um segundo grupo de 8 amostras foram submetidas a 10.000 ciclos de fadiga em meio seco seguido de fratura e um terceiro grupo de 8 amostras foram submetidos a 10.000 ciclos de fadiga em meio úmido seguido de fratura. Em seguida, as amostras foram submetidas ao teste de resistência à fratura na máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 1mm/min. Os resultados foram submetidos a análise de variância e ao teste de Mann-Whitney e mostraram que a resistência do In Ceram foi significativamente maior que o IPS Empress. Nenhuma diferença foi observada entre In Ceram e OPC e OPC e IPS Empress. A resistência dos três sistemas cerâmicos diminuiu significativamente após a fadiga em meio seco e úmido quando comparado com as amostras fraturadas sem fadiga. Nenhuma diferença foi encontrada entre o meio seco e úmido. Em meio seco a resistência a fadiga do In Ceram e OPC foram superiores ao IPS Empress, porém nenhuma diferença ocorreu em meio úmido. Concluindo significantes diferenças na resistência à fratura para os sistemas cerâmicos investigados resultaram da natureza do sistema cerâmico empregado e do meio seco em que as amostras foram submetidas à fadiga.

**SOBRINHO *et al.***, em 1998, avaliaram a resistência à fratura e fadiga em meio seco e úmido das cerâmicas In Ceram (Vita), OPC (Jeneric / Pentron) e IPS Empress (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas 20 coroas com 8,0 mm de diâmetro e 8,5 mm de altura para cada tipo de cerâmica. Em seguida, as coroas cerâmicas foram fixadas num troquel metálico simulando um pré-molar com

cimento de fosfato de zinco para o grupo In Ceram. E para o OPC e IPS Empress foram cimentadas com cimento resinoso. Posteriormente, os grupos foram armazenadas em água destilada a 37<sup>0</sup> C numa estufa por 24 horas. Em seguida, os grupos cerâmicos foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura sem fadiga na máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 1mm/min. Os resultados foram submetidos a análise de variância e ao teste de Mann-Whitney e mostraram que a resistência do In Ceram cimentadas com fosfato de zinco foi significativamente maior (2183 N) que o OPC (1814,5 N) e IPS Empress (1609 N) cimentadas com cimento resinoso. Nenhuma diferença estatística foi observada entre OPC e IPS Empress. Diante os três sistemas cerâmicos estudados, o grupo In Ceram cimentado com fosfato de zinco apresentou maior valor estatisticamente significativo na resistência à fratura em comparação ao sistema OPC e IPS Empress. Concluindo que houveram significantes diferenças na resistência à fratura entre os sistemas cerâmicos cimentados de acordo com os diferentes tipos de materiais cimentantes.

**STRUB e BESCHNIDT**, em 1998, avaliaram a resistência à fratura de 5 diferentes sistemas cerâmicos In Ceram, IPS Empress pela técnica de pigmentação, IPS Empress pela técnica de cobertura, Sistema Feldspática Celay e Sistema In-Ceram Celay antes e após a carga cíclica em dentes naturais. Foram utilizados 60 incisivos extraídos, limpos e embutidos em resina acrílica. Cada dente foi preparado para coroa total em cerâmica e metalocerâmica. Redução incisal de 2 a 3 mm seguido de 1,2 mm de preparo de ombro, foram realizados com uma ponta diamantada (80  $\mu$ m). Foram divididos em 10 grupos de

6 amostras: Grupo A: porcelana metalocerâmica; Grupo B: Coroas de In-Ceram; Grupo C: IPS Empress (técnica de pigmentação); Grupo D: IPS Empress (técnica de cobertura); Grupo E: Coroas feldspática Celay e Grupo F: Coroas Cely In-Ceram. As coroas foram confeccionadas de acordo com instruções dos respectivos fabricantes. Em seguida, as coroas foram fixadas usando um cimento resinoso dual (Variolink). Metade das amostras foram submetidas a simulação de oclusão e termociclagem. Todas as amostras foram submetidas ao ensaio de fratura numa máquina de ensaio universal (Zwick 1446) com carga oclusal de 49N, inclinação de 15°. Os resultados mostraram que a simulação cíclica e termociclagem diminui significativamente a resistência à fratura para o grupo A (375N); grupo B (495N ); grupo C (345N); grupo D (265N) e grupo E (310N) de todas as amostras ensaiadas. Não houve diferença estatística entre as coroas não houve diferença estatística entre as coroas de cerâmica puras e metalocerâmicas. Todas as cerâmicas livre de metal podem ser usadas para restaurações anteriores. Entretanto, investigações *in vivo* para os sistemas cerâmicos livre de metal deveriam ser melhor analisados antes de utilizar como rotina clínica.

**LEEVAILOJ *et al.***, em 1998, avaliaram *in vitro* a incidência de fratura das coroas de cerâmicas puras In Ceram e Vitadur Alpha em função do tempo de armazenamento durante 2 meses. As coroas foram cimentadas com 3 cimentos de ionômeros de vidro (Fuji I; Fuji Plus e Vitremer) e 2 cimentos resinosos (Advance e Panavia 21). Foram obtidos padronizações do preparo em 50 pré-molares humanos com dimensões de 1,2 mm de ombro cervical e 3,0 mm de altura. Posteriormente foram divididas em 5 grupos de 10 dentes com 5 diferentes cimentos. Os preparos foram moldados para obtenção dos modelos de gesso

com finalidade de aplicação das cerâmicas de acordo com as instruções dos fabricantes. As amostras foram cimentadas com pressão de 2,2 Kg por 15 minutos, armazenados à 37°C em solução salina à 0.8%. Em seguida foram submetidas ao teste de resistência à fratura utilizando a máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 0.5 mm/min até a fratura dos materiais. Os resultados foram analisados pelo teste ANOVA e Newnam-Keuls ( $p < 0.05$ ). Os resultados mostraram que as coroas In Ceram fixadas com cimento resinoso Panavia 21 (143,2 kg) apresentaram resultados numericamente superiores em relação ao cimento de ionômero de vidro Vitremer (135,6 kg), porém sem diferença estatística. Já, as coroas de cerâmica Vitadur Alpha fixadas com o Panavia 21 (102,2 kg) apresentaram resultados estatisticamente superiores em relação ao Vitremer (86,6 kg). Concluindo afirmam que menor resistência obtida com as coroas In Ceram fixadas com o cimento de ionômero de vidro em relação as fixadas com o cimento resinoso podem ter sido influenciado pela sorpção de água e expansão do cimento de ionômero.

**CATTEL et al.**, em 1999, analisaram a resistência à flexão biaxial das cerâmicas prensadas OPC glazeada e não glazeada e IPS Empress glazeada e não glazeada comparando também as microestruturas e composições. Foram confeccionadas 21 amostras com formato de disco de dimensões de 14 mm de diâmetro por 2 mm de altura, conforme as recomendações dos fabricantes. Os discos foram transferidos para a máquina de ensaio universal para a realização do teste de flexão de 3 pontos com velocidade de 0,15 mm/min até ocorrer a fratura do material. Em seguida, as amostras foram analisadas em microscopia eletrônica

de varredura e por difração de raio-X para determinar as fases presentes. As médias de resistência obtidos foram IPS Empress glazeada 120,1 MPa, não glazeada 135,8 MPa, OPC glazeada 139,1 MPa e não glazeada 138 MPa. Nenhuma diferença estatística foi observada entre OPC glazeada e não glazeada e IPS Empress não glazeada. IPS Empress glazeada foi significativamente menor do que os outros sistemas. A imagem de microscopia eletrônica de varredura mostraram densa dispersão de cristais de leucita na matriz de vidro de tamanho médio  $5,5 \pm 9,7 \mu\text{m}^2$  no OPC glazeado e  $6,6 \pm 9,7 \mu\text{m}^2$ . No IPS Empress houve distribuição uniforme dos cristais de leucita  $1,9 \pm 1,8 \mu\text{m}^2$ . A análise de difração de raio-X revelou a presença de leucita tetragonal e pequena quantidade de leucita cúbica. Defeitos inerentes no material foram caracterizados e as microfraturas de leucita cúbica foram identificados.

Em 1999, **SOBRINHO et al.**, avaliaram a resistência à fratura da coroas In Ceram (Vita) confeccionadas com ângulos de convergência oclusal total de  $8^\circ$  e  $16^\circ$  fixadas com cimento de fosfato de zinco e dois ionômero de vidro (RGI-Lutrex e Vivaglass Cem). Foram confeccionados 2 modelos mestres metálicos nas dimensões do pré-molar na convergência oclusal total de  $8^\circ$  e  $16^\circ$ . Em seguida foi aplicado três camadas de espaçador e realizado a moldagem com silicona por adição, com no anel metálico. A cerâmica alumínica foi aplicada aos modelos refratários de acordo com as instruções do fabricante e conduzida ao forno apropriado por 6 horas a  $120^\circ\text{C}$  e 4 horas por  $1120^\circ\text{C}$ . Na segunda queima houve a infiltração do vidro durante a 30 minutos a  $120^\circ\text{C}$  e mais 4 horas a  $1100^\circ\text{C}$ . Após os excessos de vidro foram removidos com ponta diamantada e a cerâmica de

cobertura aplicada nos coopings. Foram confeccionadas 30 amostras para cada ângulo de convergência com dimensões de 8,0 mm de diâmetro por 8,5 mm de altura. A seguir, as coroas foram fixadas com cimento de fosfato de zinco e com os cimentos de ionômero de vidro RGI-Lutrex e Vivaglass Cem. Uma carga de 2,7 Kg foi aplicada por 10 min, sobre as coroas e em seguida armazenadas em água destilada à 37<sup>0</sup>C por 24 horas. Decorrido o tempo de armazenagem foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura em uma Instron a velocidade de 1 mm/min. A força foi aplicada no centro da superfície oclusal das coroas e os dados obtidos submetidos a análise estatística Mann-Whitney. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os ângulos de convergência de 8<sup>0</sup> e 16<sup>0</sup> usando o mesmo cimento. Entretanto, as coroas fixadas com o cimento de fosfato de zinco sobre os preparos com 8<sup>0</sup> e 16<sup>0</sup> de convergência oclusal total foram significativamente maior do que as fixadas com os cimentos de ionômero de vidro.

**LI e WHITE**, em 1999, avaliaram as propriedades mecânicas dos cimentos de fosfato de zinco Flecks (Keystone), policarboxilato Durelon (Espe), cimento de ionômero de vidro convencional Ketac-Cem (Espe), cimento de ionômero de vidro convencional encapsulado Ketac-Cem Capmix (Espe), cimento de ionômero de vidro modificado por resina Vitremer (3M), resina composta modificada por poliácido Infinity (Den-Mat), e os cimentos resinosos Panavia 21 (Kuraray) e Scotchbond (3M). O módulo de elasticidade foi verificado empregando um método não destrutivo, sendo o mesmo verificado em períodos de armazenagem em água a 37<sup>0</sup> C após 1 hora, 1 dia, 1 semana, 1 mês e 1 ano. Também foi verificado o limite proporcional de compressão, resistência à compressão, resiliência,

resistência à tração diametral, resistência à flexão. Os resultados mostraram que o tempo de armazenagem influenciou o módulo de elasticidade, sendo que o policarboxilato e os cimentos de ionômero de vidro continuaram a maturar com o tempo, enquanto os outros cimentos mostraram pouca mudança após o primeiro dia. Os cimentos resinosos e os cimentos de ionômero de vidro modificado por resina tiveram menor módulo de elasticidade em relação aos outros cimentos. Os cimentos de fosfato de zinco e de ionômero de vidro convencional apresentaram comportamento friável, sendo os cimentos resinosos os mais resistentes.

**TUNTIPRAWON**, em 1999, avaliou a resistência retentiva e o assentamento de coroas totais fundidas, fixadas com 3 cimentos dentários em dentes preparados com pontas diamantadas de duas diferentes granulações. Sessenta pré-molares extraídos, com as raízes embutidas em resina acrílica, foram preparados para coroas totais, com pontas diamantadas acopladas a uma máquina de fresagem. Após a divisão em 2 grupos de 30, as preparações foram submetidas ao acabamento com ponta diamantada de granulação de 120 ou 50  $\mu\text{m}$ . Em seguida, os preparos padronizados com 6° de expulsividade e 3 mm de altura, foram limpos em ultra-som com água durante 10 minutos. Após a moldagem com silicona Provil, foram confeccionados modelos de gesso tipo IV, e sobre estes, foram feitos os padrões de cera, com a prévia aplicação de 4 camadas de espaçador. Os padrões foram incluídos em revestimento e as coroas fundidas em liga de prata-paládio, com uma alça oclusal para adaptação à máquina de ensaios. Após o assentamento nos respectivos preparos, os 2 grupos de 30 coroas foram divididos em 3 sub-grupos de 10, um para cada cimento. As



alturas foram medidas com indicador Digimac (2  $\mu\text{m}$ ) e as coroas foram fixadas com os cimentos de fosfato de zinco Phosphacap, de ionômero de vidro Fuji Cap I e resinoso Panavia. A carga foi manual durante a fixação e as alturas foram novamente medidas antes dos ensaios de remoção realizados após 24 horas de armazenagem em água a 37° C, em máquina Lloyd, com velocidade de 2 mm/min. A carga para a remoção foi registrada em newtons e os resultados indicaram maior resistência para o cimento resinoso sobre dentes preparados com ponta diamantada de 120  $\mu\text{m}$  (652,19 N), seguido pelo mesmo cimento sobre dentes preparados com ponta diamantada de 50  $\mu\text{m}$ . Nesta mesma ordem, o cimento de ionômero de vidro (547,28 e 482,04 N) e de fosfato de zinco (433,43 e 343,98 N) apresentaram resistências estatisticamente diferentes entre si e inferiores as do cimento resinoso. O cimento de ionômero de vidro apresentou o melhor assentamento, seguido pelo cimento de fosfato de zinco e pelo cimento resinoso, sem diferença estatística entre os 2 padrões de rugosidade. Em 50 % das coroas fixadas com cimento resinoso foram observadas falhas coesivas em dentina.

**CHAI *et al.***, em 2000, comparou a probabilidade de fratura dos sistemas de cerâmicas livre de metal, In Ceram (Vita), In Ceram (CAD-CAM-Vita ), IPS Empress ( Ivoclar-Vivadent ) e Procera ( Nobel Biocare ). Foram confeccionados trinta modelos em gesso feitas sobre um modelo metálico na forma de incisivos centrais, posteriormente elaboradas as cerâmicas de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes. As coroas foram silanizadas e cimentadas com cimento resinoso e armazenadas em água destilada a 37°C por 24 horas. A resistência à fratura de cada coroa foi determinada sobre uma carga, localizada a

45° em relação ao longo eixo com velocidade de 0,2 mm/min em ambiente de 23°C e 50% de umidade relativa. Os resultados mostraram para o In Ceram (1005 ± 5,6N); In Ceram CAD-CAM (865 ± 3,5N); Empress (1111 ± 3,7) e Procera (902 ± 3,6). Entre os grupos não houve diferença estatística por meio da distribuição de Weibull. Os autores concluíram que os quatro sistemas apresentaram valores altos de resistência à fratura.

**DRUMMOND *et al.***, em 2000, avaliaram a resistência à flexão em relação a carga estática, cíclica e resistência à fratura de seis materiais restauradores cerâmicos; quatro tipos de cerâmicas prensadas reforçadas com leucita IPS Empress (E); Finesse (Pressable); OPC (OI-claro) e OPC (AO-escuro), uma cerâmica feldspática de baixa fusão (F) e uma cerâmica de disilicato de lítio (EC). As amostras foram confeccionadas de acordo com a instruções de cada fabricante, nas dimensões de 2,5 x 5 x 20 mm<sup>3</sup> e polidas com lixa de granulação 120 e 240. Todos materiais foram ensaiados em meio seco (controle) e imersos em água destilada, e após três meses armazenados em ar ou água destilada. Os ensaios foram feitos na máquina Instron por meio do teste de três pontos, primeiramente com carga fixa de 4Kgf e posteriormente variando de 1 a 4 kgf com 1000 ciclos. Em seguida foram observadas no microscópio eletrônico de varredura. A média de resistência à flexão em meio seco (controle) e em água destilada foi de 67 a 99 MPa, exceto para a cerâmica experimental que foi de 191 a 205 MPa. O efeito do ensaio em água e armazenagem por 3 meses promoveu moderada retenção na resistência à flexão (6-17%). A maior redução (15 a 60 %) na resistência à flexão foi observada quanto as amostras foram submetidas a

carga cíclica. A análise de microscopia eletrônica de varredura apresentou microestruturas diferentes para cada grupo de material. A cerâmica experimental contendo disilicato de lítio apresentou maior resistência quando comparada aos outros sistemas cerâmicos, atribuída ao tamanho e distribuição e não necessariamente ao tipo de composição da cerâmica. A influência das condições de carga cíclica ou estática simulou as condições bucais e a susceptibilidade da fadiga cíclica resultando na diminuição significativa da longevidade das cerâmicas livre de metal.

**KNOBLOCH *et al.***, em 2000, compararam a resistência à fratura após 24 horas e após 7 dias dos cimentos resinosos Panavia 21 (Kuraray), Enforce (Dentsply) e C&B Metabond (Parkell), dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina Vitremer (3M), Advance (Dentsply) e Fuji Duel (GC America), e do cimento de ionômero de vidro convencional Ketac-Cem (Espe). Foram confeccionadas 16 amostras de cada cimento, armazenadas em água destilada a 37° C, sendo que metade das amostras de cada cimento foram submetidas ao teste de resistência à fratura numa máquina de ensaio universal Instron após 24 horas e, a outra metade, após 7 dias. A resistência à fratura do C&B Metabond em 24 horas e do Enforce após 24 horas e 7 dias foi estatisticamente maior do que o Panavia e os cimentos de ionômero de vidro. A resistência à fratura dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foi quatro vezes maior do que o ionômero convencional, mas sendo significativamente menor em relação aos cimentos resinosos C&B Metabond e

Enforce, sendo que o cimento de ionômero de vidro convencional Ketac-Cem apresentou a menor resistência à fratura.

**LUO *et al.***, em 2001, estudaram os efeitos do aumento do tempo de condicionamento da superfície da cerâmica IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas 21 amostras da cerâmica IPS Empress 2. Todas as amostras foram polidas e limpas em ultrassom por 5 min em acetona antes e após condicionamento com ácido hidrófluorídrico a 9,6%. Os tempos de condicionamento foram 0; 10; 20; 30; 60; 90 e 120 segundos respectivamente. A microestrutura foi analisada por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e a microscopia de força atômica (MFA). Foi usada para avaliar a rugosidade superficial e topografia. As observações em microscópio eletrônico de varredura (MEV) mostraram que o condicionamento com ácido hidrófluorídrico a 9,6% resultou na dissolução da matriz de vidro e que os cristais suportados parcialmente dentro da matriz de vidro foram perdidos com o aumento no tempo de condicionamento. A microscopia de força atômica (MFA) mostrou que o condicionamento ácido aumentou a rugosidade superficial das cerâmicas. Este estudo demonstrou o benefício da combinação de dois métodos de microscopia para melhor entendimento da superfície. A microscopia eletrônica de varredura (MEV) mostrou o modo de ação do ácido hidrófluorídrico 9,6% sobre a cerâmica e a microscopia de força atômica (MFA) mostrou a extensão da degradação da superfície relativo ao tempo de condicionamento ácido na cerâmica constituída de dissilicato de lítio.

### **3 . PROPOSIÇÃO**

A proposta deste estudo foi avaliar a resistência à fratura e fadiga + fratura, a seco e em água destilada, da cerâmica In Ceram fixadas com cimento resinoso (Variolink II) e cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer).

## 4 . MATERIAIS E MÉTODO

### 4.1 – Materiais

Foram utilizados neste estudo os seguintes materiais, conforme Quadro 1.

Quadro 1 – Descrição dos materiais que foram utilizados no estudo.

MATERIAIS	NOME COMERCIAL	FABRICANTE
Cerâmica	In Ceram Alumina	VITA
Cerâmica	Cerâmica de estratificação Vitadur Alpha Dente A2	VITA
Cimento resinoso	Variolink II	Ivoclar –Vivadent
Cimento de ionômero de vidro modificado por resina	Vitremer	3 M Divisão Dental
Adesivo + Primer	Excite DSC	Ivoclar –Vivadent
Silano	Monobond-S	Ivoclar –Vivadent
Ácido fluorídrico 10%	Ácido fluorídrico 10%	Dentsply
Ácido Fosfórico 35%	Ácido Fosfórico 35%	3M Divisão Dental

### 4.2 – Método

#### 4.2.1 – Fixação e Preparo dos dentes em resina (RAAQ) para o ensaio de resistência à fratura e fadiga + fratura.

Foram utilizados 60 dentes incisivos bovinos, hígidos recentemente extraídos e armazenados em solução fisiológica de cloreto de sódio a 0,9% à temperatura de 5° C, até o momento da utilização. Inicialmente, todos os dentes foram limpos com escova tipo Robinson utilizando pasta de pedra pomes (SS White) e água.

Inicialmente foram feitas retenções mecânicas nas raízes com disco de carboneto de silício montado em mandril e peça-de-mão. Após, as raízes foram incluídas em cilindros de PVC com a resina acrílica quimicamente ativada, na cor rosa Jet Set (Clássico) da seguinte forma: numa caixa de madeira, medindo 5 cm de largura por 30 cm de comprimento e 3 cm de altura, foi vertida cera utilidade liquefeita (Wilson, Brasil). A seguir, as coroas dos dentes foram introduzidas na cera plastificada, até atingir 2 mm além da junção cimento-esmalte. Nessa posição, os dentes foram centralizados em tubos de P.V.C. (Tigre, Brasil), de modo que o seu longo eixo ficasse paralelo ao longo eixo dos tubos de 20 mm de diâmetro por 30 mm de altura, isolado internamente com vaselina sólida (Rioquímica Ind. Ltda, Brasil). A mistura monômero e polímero, proporcionada e preparada de acordo com as instruções do fabricante, foi vertida no interior dos cilindro de P.V.C., na fase arenosa, sob vibração (Vibrator, USA).

Após a polimerização da resina acrílica, todos os preparos para coroa total foram confeccionados em torno mecânico (Nardini 300 III) sob refrigeração à água (Figura 1), a fim de se obter preparo coronário tronco-cônico em dentina, com as seguintes dimensões: base menor 4,2 mm de diâmetro, base maior 8,0 e altura de 7,0 mm, com uma angulação de 4,0° e expulsividade de 8,0°. As medidas foram conferidas com um paquímetro (ME-Ba, Zagreb, Iugoslávia) com precisão de 0,01 mm, objetivando a padronização de todos os preparos (Figura 2).

Os conjuntos dente-cilindro de resina para o ensaio resistência à fratura e fadiga + fratura foram numerados para melhor identificação das amostras, e armazenados em solução de soro fisiológico a temperatura de 5° C, até o momento do ensaio.

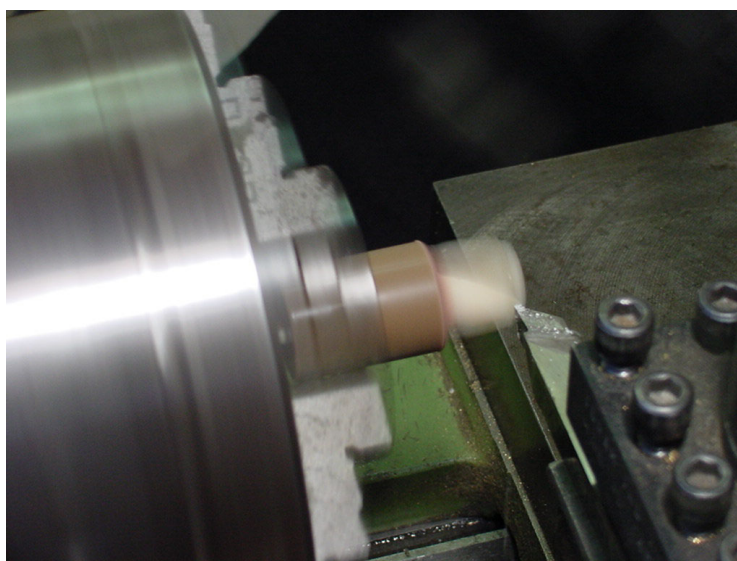


Figura 1 – Preparo do dente em torno mecânico (Nardini 300 III).



Figura 2 – Dente preparado



#### **4.2.2 - Preparos das amostras com a cerâmica In Ceram para ensaio de resistência à fratura e fadiga + fratura.**

Inicialmente foram aplicadas três camadas do espaçador VITA (45 µm) nos dentes preparados. Em seguida, foi feita uma moldagem com silicona por adição tipo massa (Express-3M Dental Products St. Paul, MN) utilizando como moldeira um anel de P.V.C., com 40 mm de diâmetro interno por 50 mm de comprimento. Posteriormente, o molde foi reembasado com silicona por adição Express (3M Dental Products St. Paul, MN) e preenchido com revestimento especial Vita In Ceram Alumina (Vita - Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co. - Germany), na proporção de 20 gramas de pó para 6 ml de água destilada, espatulado mecanicamente a vácuo por 30 segundos num espatulador Multivac 4 (Degussa Co. - Germany). Sobre os troquéis de revestimento foram confeccionados os corpos-de-prova de cerâmica alumina In Ceram da seguinte forma:

1 - a margem do troquel de revestimento foi delimitado com um lápis especial vermelho (Tikky, 0,5 mm). Uma camada de selador (Vita - Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co. - Germany) foi aplicada sobre o troquel. Com pincel (Pure Sabre - England 212205) foi aplicada a cerâmica alumínica In Ceram (Vita - Zahnfabric H. Rauther GmbH & Co. - Germany), preparada da seguinte maneira: 38 gramas de pó da cerâmica In Ceram (VITA) manipuladas com 5 ml do líquido especial Vita In Ceram Spinell (VITA) e uma gota do aditivo Vita In Ceram Alumina (VITA); o pó foi dividido em três partes: a primeira parte foi manipulada num béquer de vidro com auxílio de uma espátula de vidro e, em seguida colocada no vibrador Vitasonic II (Vita) com água gelada, por 2 minutos. As outras duas partes

foram submetidas ao mesmo procedimento, porém, vibradas por 2 e 7 minutos, respectivamente. Após a manipulação, o material foi colocado a vácuo por 40 segundos. Após 10 minutos, a escultura foi realizada de modo que as paredes ficassem com espessura de 0,5 mm, obtidas com auxílio de um dispositivo similar ao utilizado por (PHILP & BRUCKL, 1984). Após aplicação do estabilizador Vita Inceramat (VITA), os corpos-de-prova foram armazenados por 2 horas em temperatura ambiente antes de serem levados ao forno Vita INCERAMAT – VITA), com o objetivo de eliminar o choque térmico.

2 – Decorridas 2 horas, os corpos-de-prova foram levados ao forno Vita INCERAMAT (VITA) de acordo com os ciclos de queima: 6 horas a 120° C; 4 horas a 1120° C. Terminado o procedimento de queima (Figura 3), o corpo-de-prova foi adaptado no troquel desgastando a superfície interna com uma broca cilíndrica de diamante. Com auxílio de um pincel, o vidro Vita In Ceram (D4 Vollkera mill) misturado com água destilada foi aplicado e o corpo-de-prova foi levado ao forno Vita INCERAMAT (VITA) de acordo com os ciclos de queima: 30 minutos a 200° C; 4 horas a 1100° C. Após a queima do vidro, o excesso que permaneceu sobre a superfície do corpo-de-prova foi removido com uma broca cilíndrica de diamante. O óxido de alumínio (35 a 50 µm) foi aplicado sobre a superfície externa dos corpos-de-prova utilizando o aparelho (Oxyker Dry – Manfredi) e os corpos-de-prova foram levados ao forno Dekema (Degussa-Huls) por 10 minutos a 960° C, sem vácuo.



Figura 3 – Corpos-de-prova In Ceram após a primeira queima

3 - Com auxílio de um molde de silicona tipo massa Express (3M Dental Products St. Paul, MN) com 8 mm de diâmetro interno por 30 mm de diâmetro externo por 16 mm de altura, foi aplicada a cerâmica feldspática Vitadur Alpha dentin A2 (VITA) sobre o corpo da cerâmica alumínica In Ceram, de acordo com as recomendações do fabricante. Após obtenção dos corpos-de-prova com 8 mm de diâmetro x 8,5 mm de altura, os mesmos foram levados ao forno Dekema (Degussa-Huls) por 2 minutos a 960° C, com vácuo. Em seguida, os mesmos foram submetidos ao acabamento e polimento segundo recomendações do fabricante. A confecção dos corpos-de-prova foi finalizada com glaze natural, num forno Dekema (Degussa-Huls), por 1,5 minuto a 940° C, sem vácuo (Figura 4).

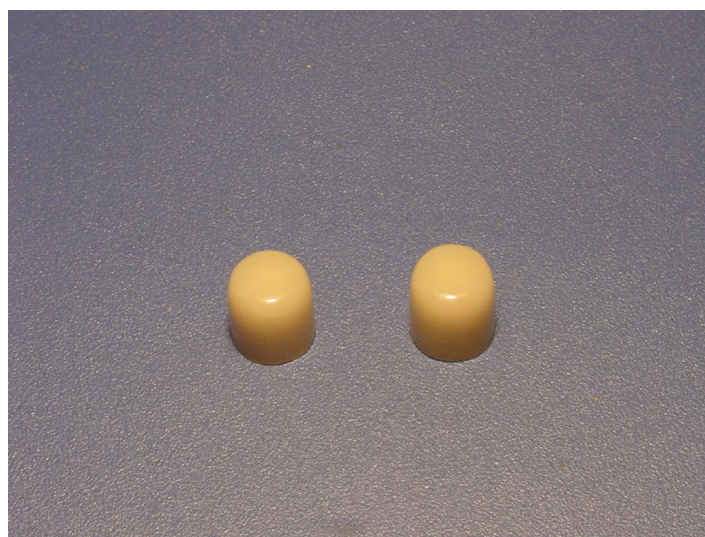


Figura 4 – Corpos-de-prova In Ceram completo após aplicação da Cerâmica feldspática Vitadur Alpha

#### 4.2.3 – Cimentação

Antes da cimentação, todos os preparos foram limpos com pasta de água e pedra-pomes e escova tipo Robinson. As coroas cerâmicas In Ceram, foram condicionadas internamente com ácido fluorídrico 10%, por 20 segundos, lavadas com água por 60 segundos e secas com jatos de ar por 30 segundos.

A manipulação dos materiais cimentantes e a fixação ao dente foi feita de acordo com as recomendações dos fabricantes (Quadro 2). A fixação das coroas cerâmicas no preparo foi realizada em ambiente com temperatura e umidade controladas ( $23 \pm 1^\circ\text{C}$  e  $50 \pm 5\%$  de umidade relativa). As coroas cerâmicas foram fixadas nos respectivos preparos utilizando uma prensa pneumática, desenvolvida na Disciplina de Materiais Dentários da FOP – UNICAMP (Figura 5), com carga estática de 9 kgf aplicada axialmente sobre a superfície oclusal da coroa, durante 5 minutos. Em seguida, o excesso de cimento foi removido com uma espátula

afiada. Foram fixados os 60 dentes, 30 coroas In Ceram com o cimento resinoso (Variolink II) e 30 com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer).

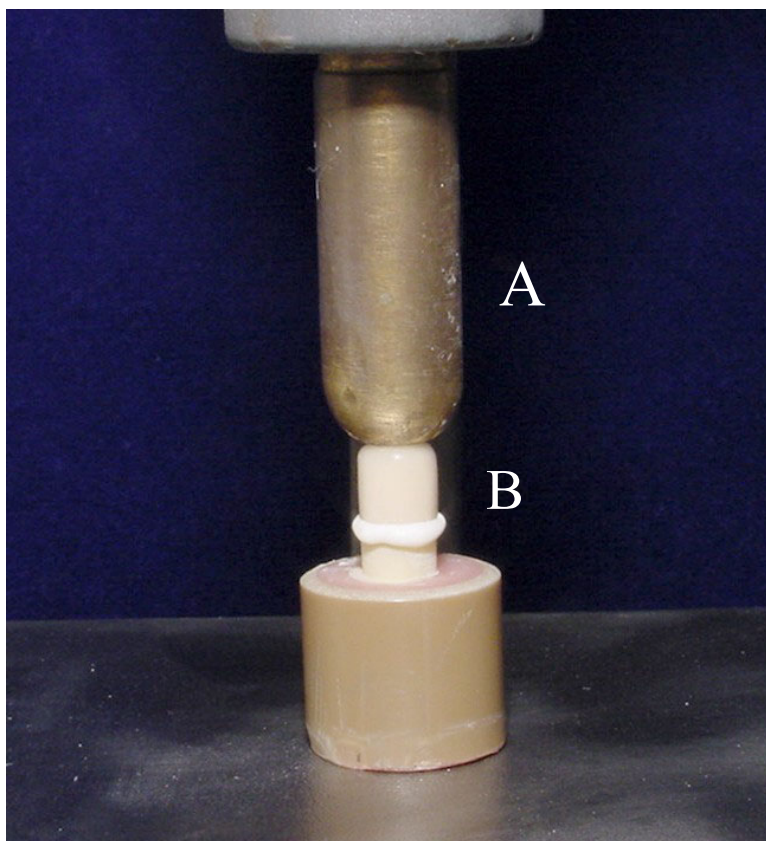


Figura 5 – Fixação da coroa total In Ceram no dente com prensa pneumática: A) pistão da prensa pneumática; B) corpo-de-prova durante fixação.

QUADRO 2 - Técnicas de manipulação dos cimentos utilizados

CIMENTO	TÉCNICAS DE MANIPULAÇÃO
Variolink II + Excite	No dente: condicionamento do dente com ácido fosfórico 35% por 30 segundos, lavar em água corrente (15 seg.) e secar com ar. Aplicar 2 camada do adesivo Excite. Na cerâmica: Condicionar a parte interna da cerâmica com o ácido fluorídrico 10% por 20 segundos, lavar por 60 segundos e secar com jatos de ar por 30 segundos. Aplicar o agente de silanização Monobond-S por 1 minuto e secar por 5 segundos, Seguido da aplicação de 2 camadas do adesivo Excite. Dispensar o cimento Variolink II no bloco de mistura e espatular por 10 segundos, com uma espátula nº 70. Aplicar sobre a superfície interna da coroa cerâmica, assentar ao dente preparado, com firme pressão digital, aplicar uma carga de 9 kg, por 5 minuto, remover o excesso de cimento e fotopolimerizar por 40 segundos em posições diametralmente opostas e 40 segundos na superfície oclusal, totalizando 160 segundos. .
Vitremer	No dente: profilaxia com pedra pomes e água. Condicionamento do dente com ácido fosfórico 35% por 30 segundos, lavar em água corrente (15 seg.) e secar com ar. Na cerâmica: condicionar a parte interna das cerâmicas com o ácido hidrófluorídrico 10% por 20 segundos, lavar por 60 segundos e secar com jatos de ar por 30 segundos. Aplicar o agente de silanização Monobond-S por 1 minuto e secar por 5 segundos. Proporcionar o cimento: 2 medida de pó por 2 gotas de líquido. Aglutinar todo o pó por 30 segundos sobre uma placa de vidro com uma espátula metálica nº 70, aplicar sobre a superfície interna da coroa de cerâmica e assentar ao dente preparado com firme pressão digital, aplicar uma carga de 9 kg, por 5 minuto e remover o excesso de cimento.

#### 4.2.4 – Ensaio de resistência à fratura e fadiga + fratura

##### 4.2.4.1 – Ensaio de resistência à fratura

Decorrido os prazos de armazenagem, o conjunto coroa de cerâmica – dente foi submetido ao ensaio de resistência à fratura, utilizando uma máquina de ensaio universal Instron (modelo 4511 – série H 4188 ) (Figura 6), equipada com ponta esférica com 8 mm de diâmetro, com velocidade de 1 mm/min até ocorrer a falha do material (Figura 7).



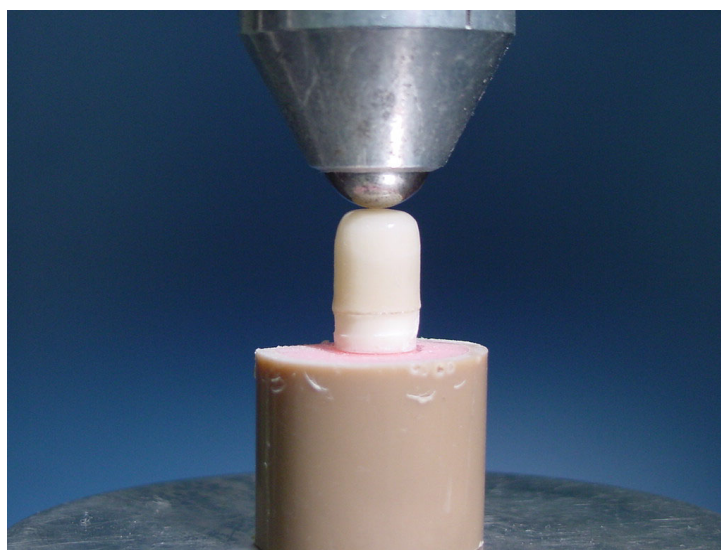


Figura 6 – Corpo-de-prova posicionado na Instron para ensaio de resistência à fratura.



Figura 7 – Corpo-de-prova fraturado após ensaio de resistência à fratura.

#### 4.2.5.4 - Ensaio de resistência à fadiga + fratura

Após armazenagem em estufa, o conjunto coroa cerâmica In Ceram – dente foi submetido ao ensaio de resistência à fadiga numa máquina MSCM-001 (Equipamentos Ltda) (Figura 8) calibrada para operar com 60.000 ciclos. Uma carga estática de 75N, exercida sobre uma esfera de aço com diâmetro de 4 mm, foi aplicada na porção central da superfície oclusal do corpo-de-prova (Figura 9), com uma força oscilante 2 HZ, por 60.000 ciclos. O ensaio de resistência à fadiga foi efetuado em corpos-de-prova a seco e imersos em água destilada a 37° C. Cinco corpos-de-prova foram ensaiados cada vez (Figura 10).



Figura 8 – Máquina de ensaio de fadiga



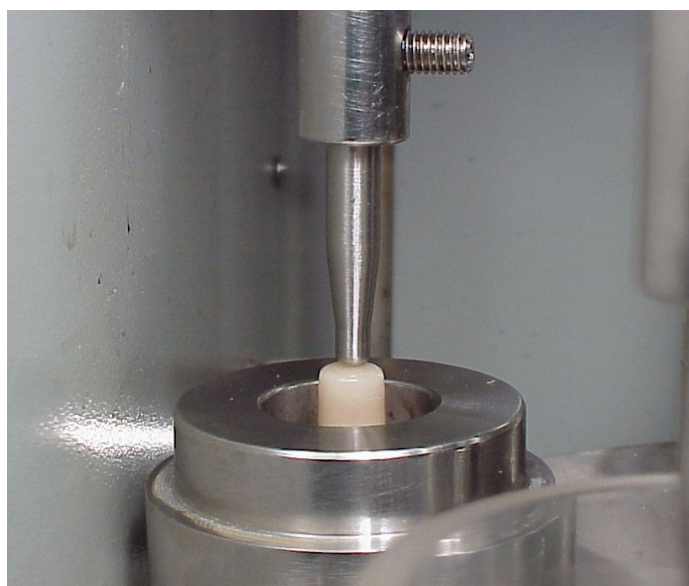


Figura 9 – Detalhe do corpo-de-prova para ensaio de fadiga.



Figura 10 – Corpos-de-prova durante ensaio de fadiga à seco.

Após o ciclo de fadiga, os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura por compressão utilizando uma máquina de ensaio universal Instron (Modelo 4505, England), equipada com uma ponta esférica com 8 mm de diâmetro, com velocidade de 1mm/min. até ocorrer a falha do material.

Após obtenção dos dados, os valores numéricos dos ensaios de resistência à fratura e a fadiga + fratura foram submetidos à Análise de Variância e as médias comparadas pelo teste estatístico de Tukey, ao nível de 5%.

#### **4.2.5 – Análise da fratura em microscopia eletrônica de varredura**

Logo após a realização do ensaio de resistência à fratura e à fadiga + fratura, a superfície fraturada foi revestida com liga de ouro-paládio, sob alto vácuo (Balzers-SCD 050, Alemanha) para observação em Microscópio Eletrônico de Varredura (LEO 435 VP, Inglaterra) em aumento de 75,3 e 147 vezes. O objetivo foi analisar a morfologia da região fraturada.

## 5 . RESULTADOS

Os valores originais de resistência à fratura e à fadiga + fratura (em ambiente seco e água destilada) da cerâmica, In Ceram, fixadas com cimento resinoso (Variolink II) e ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer) estão apresentados no Apêndice (Tabelas 10 e 11).

Para efeito de análise estatística, os seguintes fatores foram considerados: material e tratamento. Os valores médios de resistência da união apresentaram diferença estatística significativa quando submetidos à Análise de Variância e posteriormente ao teste de Tukey com 5% de significância.

A Tabela 1 mostram que as coroas In Ceram fixadas com o cimento resinoso quando submetidas ao ensaio de fratura (1527,51N) foram significativamente superiores ao ensaio de fadiga + fratura em ambiente seco (1110,91 N) e em água destilada (842,54 N) ( $p < 0,05$ ). As coroas submetidas ao ensaio de fadiga + fratura em ambiente seco apresentaram valores estatisticamente superiores em relação às submetidas em água destilada ( $p < 0,05$ ). Os mesmos resultados também foram observados para as coroas fixadas com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina.

A figura 11 mostra que as coroas fixadas com o cimento resinoso apresentaram valores de resistência à fratura estatisticamente superiores em relação aos coroas fixadas com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina ( $p < 0,05$ ). Os mesmos resultados foram observados quando as coroas foram submetidos ao ensaio de fadiga + fratura em ambiente seco e em água destilada.

Tabela 1- Resultados médios de resistência à fratura e fadiga + fratura (N), (seco e em água destilada), da cerâmica In Ceram, fixadas com os cimentos resinoso (Variolink II) e ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer).

ENSAIO	CIMENTOS	
	RESINOSO	IONÔMERO DE VIDRO
Fratura	1527,51 (238) a	1182,42 (207) a
Fadiga + Fratura (seco)	1110,91 (198) b	926,10 (127) b
Fadiga + Fratura (água destilada)	842,54 (79) c	709,61 (122) c

Médias seguidas por letras distintas na coluna diferem entre si, ao nível de 5 % pelo teste de Tukey. Os valores do desvio padrão estão apresentados entre parênteses.

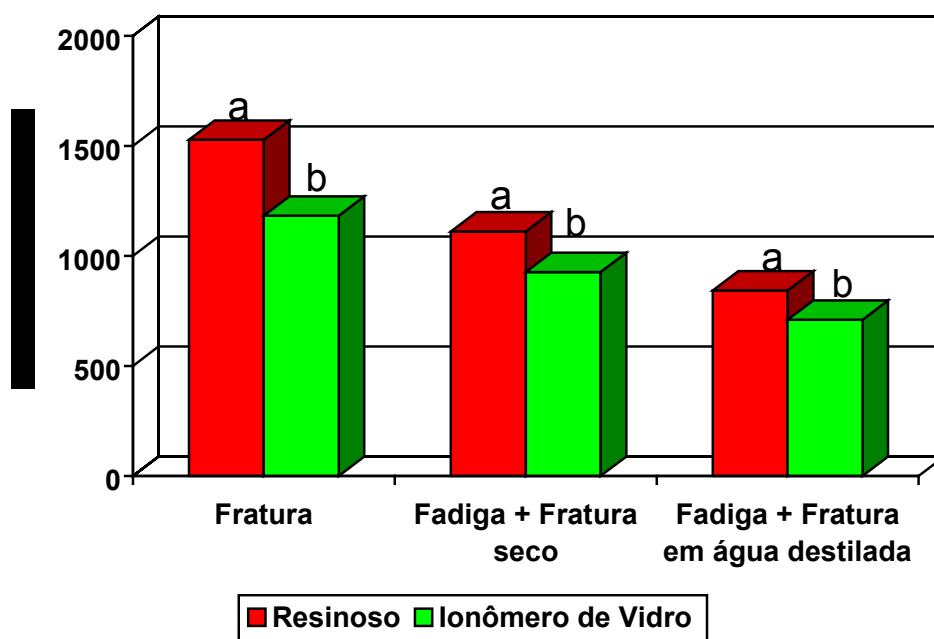


Figura 11 – Respresentação gráfica das médias de resistência (N) à fratura, fadiga + fratura à seco e fadiga + fratura em água destilada, entre o cimento resinoso (Variolink II) e ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer).

As Figuras 12 e 13 mostram a M.E.V. da cerâmica In Ceram após o ensaio de fratura e fadiga + fratura.

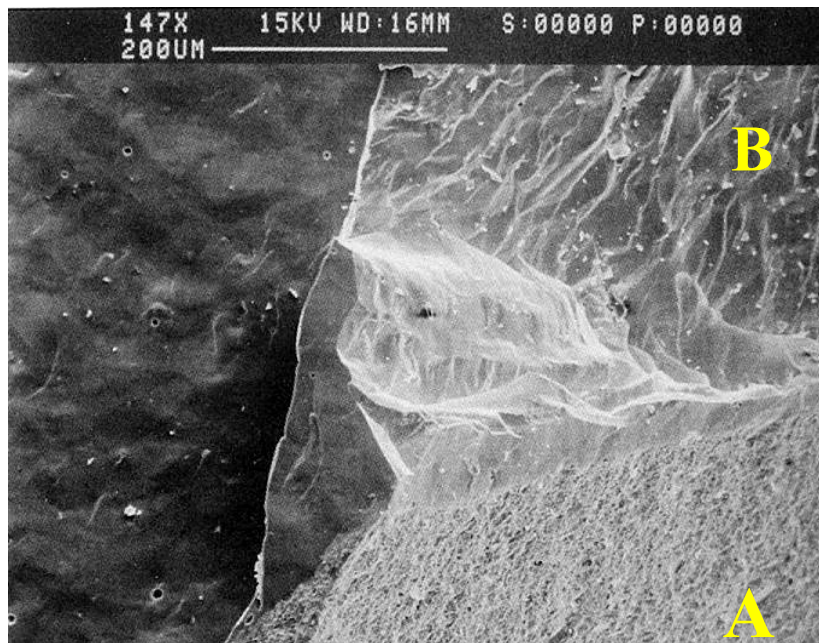


Figura 12 - Imagem da Cerâmica In Ceram após ensaio de fratura. (A) cerâmica In Ceram alumina; (B) – cerâmica Feldspática Vita Alpha (X 147).

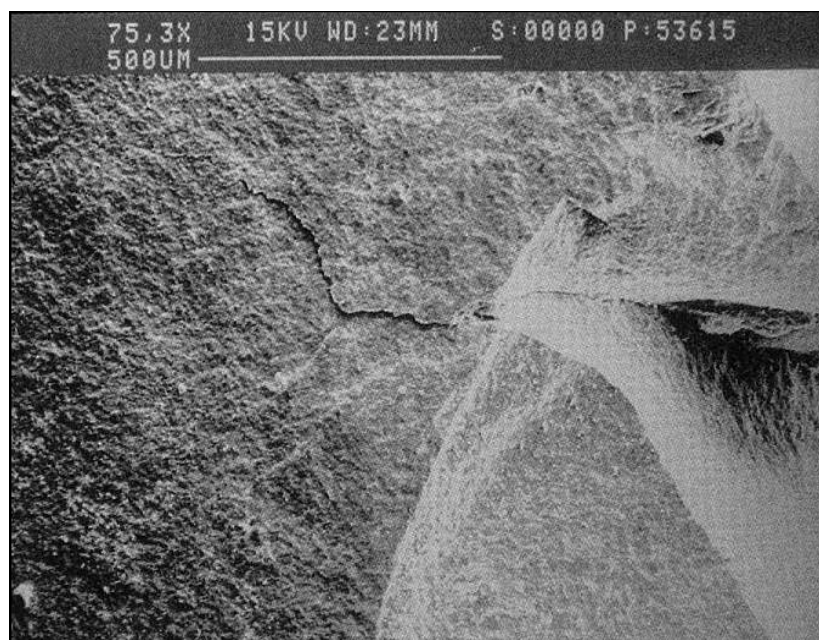


Figura 13 – Cerâmica In Ceram após ensaio de fadiga e fratura (X 75,3).

## 6 . DISCUSSÃO

A Fadiga é uma falha considerada importante para certos tipos de restaurações dentais sujeitas oscilações de forças durante a mastigação; ocorre através do desenvolvimento de falhas microscópicas em áreas de concentração de tensões. Embora os fracassos não sejam freqüentes, algumas restaurações falham totalmente como resultado da fadiga, sem qualquer outro tipo de causa (NIELSEN, 1966).

Alguns fatores podem contribuir para a variação clínica na resistência à fratura de coroas cerâmicas, como: espessura da coroa, porosidade, forma do preparo do dente, cimento, direção e localização da carga aplicada.

Nesse estudo sessenta preparos para coroa total foram confeccionados em dentes bovinos com iguais dimensões num torno mecânico de precisão. A espessura da coroa é muito importante e pequenas variações podem afetar a resistência da restauração (RILEY, 1977). Para isso, um esculpidor similar ao usado por PHILP e BRUKL (1984) foi empregado para obter o corpo da cerâmica In Ceram, com espessura uniforme de 0,5 mm. Um molde de silicone foi utilizado para obter coroas completas com a cerâmica felddspatica Vitadur Alpha.

O ponto de aplicação da força de fratura e fadiga + fratura foi na região central da superfície oclusal do corpo-de-prova, sendo que o teste de fadiga foi realizado com a carga de 70 N.

Além desses fatores, outros podem contribuir para o fracasso das restaurações cerâmicas no meio bucal. Alguns estudos têm mostrado que a resistência à fratura das cerâmicas diminui quando ensaiadas em água,

comparando-se ao ambiente seco (FAIRHURST *et al.*, 1993; SHERRIL e O'BRIEN, 1974; SOUTHAN e JORGENSEN, 1974). Segundo MICHALSKE (1983) e FREIMAN (1993) e YOSHINARI e DERAND (1994), os defeitos nas cerâmicas são atribuídos também à presença de microdefeitos dentro do material e a degradação do mesmo em meio aquoso, o que ocasiona o crescimento das falhas em função da tensão de corrosão.

Nesse estudo (Tabela 1) observamos, diminuição com diferença estatística significativa, da resistência da cerâmica In Ceram, fixadas com cimentos resinoso e ionômero de vidro, quando submetidas ao ensaio de fadiga e depois ao teste de fratura em água destilada e a seco. Estes resultados corroboram com de SHERRIL e O'BRIEN (1974), FAIRHURST *et al.* (1993) e SOBRINHO *et al.* (1998 e 1999) onde há diminuição na resistência à fratura quando as cerâmicas são ensaiadas em água em relação ao ambiente seco. DRUMMOND *et al.* (2000), também observaram que as cerâmicas submetidas a cargas cíclicas após armazenadas em meio úmido apresentaram resistência à flexão e fratura inferior em relação as amostras armazenadas em meio seco. MEYERS *et al.* (1994) observaram que as cerâmicas demonstraram susceptibilidade à tensão de corrosão por fadiga quando ensaiadas em água, e SHOUTHAN e JORGENSEN (1974) mostraram que a capacidade da cerâmica dental em suportar uma carga estática em água diminui com o aumento da carga. YOSHINARI & DERAND (1994) submetendo corpos-de-prova ao teste de resistência à fratura e à fadiga encontraram que a resistência da cerâmica Vita Alpha diminuiu significativamente após ser submetida ao teste de fadiga. A média obtida foi de 1022 N para o teste de fratura e 770 N para o teste de fadiga, seguido pelo teste de fratura em corpos-

de-prova fixados com cimento de fosfato de zinco. Por outro lado, DE LONG *et al.* (1984) observaram que nenhuma diferença estatística foi encontrada nas cerâmicas submetidas à fadiga (seco) e em saliva artificial.

Há determinados fatores que podem afetar a resistência da cerâmica durante o teste de fadiga, principalmente quando ela é ensaiada em água. Para os materiais estudados neste trabalho, o maior fator pode ser atribuído às falhas provocadas pela tensão de corrosão, que é acelerada nos materiais contendo alta quantidade de alumina. Outro fator pode ser a umidade provocada pela microinfiltração, que ocorre na presença de interfaces. Essa umidade pode migrar, deteriorando o cimento e, com isso, resultando num enfraquecimento do fixador da coroa.

Quando a média de resistência à fratura, fratura + fadiga a seco e em água destilada (Figura 11) foi comparada para coroas fixadas com cimento resinoso (1527,51 N, 1110,91 N e 842,54 N) e o de ionômero de vidro (1182,42 N, 926,10 N e 709,61 N), observamos que as coroas In Ceram fixadas com o cimento resinoso foram estatisticamente superiores às fixadas com o cimento de ionômero de vidro para as três condições do ensaio ( $p < 0,05$ ). Resultados semelhantes foram obtidos por CHAI *et al.* (2000) fixando coroas In Ceram com cimento resinoso PANAVIA e aplicando carga compressiva num ângulo de  $45^\circ$  obtiveram resultados de resistência à fratura de 1005N em relação ao cimento de ionômero de vidro (920 N). LEEVAILOJ *et al.* (1998) verificaram que coroas In Ceram fixadas com cimento resinoso Panavia 21 (1432 N) apresentaram resultados numericamente superiores em relação ao cimento de ionômero de vidro Vitremer (1356 N), porém sem diferença estatística. Já, as coroas de cerâmica Vitadur



Alpha fixadas com o Panavia 21 (1022 N) apresentaram resultados estatisticamente superiores em relação ao Vitremer (866 N). SOBRINHO *et al.* (1999) mostraram que coroas IN CERAM fixadas com cimento de fosfato de zinco e dois ionômero de vidro, sobre dois tipos de preparos com 8° e 16° de convergência, apresentaram resultados inferiores para as amostras fixadas com os cimentos de ionômero de vidro (1145 N e 1146 N) para 8° de convergência e (1156,4 N e 1150,1 N) para convergência de 16°. SOBRINHO *et al.* (1998 e 1998) verificando a resistência à fratura e fratura + fadiga em ambiente seco e úmido da cerâmica In Ceram após fixação com cimento de fosfato de zinco (1901 N, 1601N e 1422 N) e ionômero de vidro (1256 N, 1156 N e 1075 N) observaram maior resistência da coroas fixadas com cimento de fosfato de zinco após ensaio de fratura e fadiga + fratura em relação ao cimento de ionômero de vidro. Observaram também redução na resistência das amostras após submetidas à fadiga em meio seco e úmido.

Provavelmente, uma das razões para a maior diferença nos valores de resistência está relacionado com as melhores propriedades do cimento resinoso em relação ao cimento de ionômero de vidro modificado por resina (SHIDHU e WATSON, 1995; LI e WHITE, 1999; KNOBLOCH *et al.*, 2000). GORODOVSKY e ZIDAN, 1992 e TUNTIPRAWON, 1999 relataram melhor desempenho do cimento resinoso em relação ao cimento de inômero de vidro e fosfato de zinco. Além disso, a menor resistência obtida com as coroas In Ceram fixadas com cimento de ionômero de vidro em relação as fixadas com cimento resinoso. Segundo LEEVAILOJ *et al.*, (1998) a menor resistência do cimento de ionômero de vidro pode ter sido influenciada pela sorpção de água e na degradação.

Após a realização dos ensaios, observamos que uma camada de cimento resinoso cobria toda a área do preparo do dente, enquanto que, para os corpos-de-prova fixados com cimento de ionômero de vidro 70% da quantidade de cimento permanecia nessa área. Provavelmente, parte do cimento de ionômero de vidro pode ter se solubilizado, resultando inclusive no deslocamento da coroa. Talvez isso possa explicar a diferença dos valores obtidos para os corpos-de-prova fixados com cimento resinoso e de ionômero de vidro, além da resistência dos próprios materiais. Segundo OILO (1978), os agentes de cimentação têm baixas propriedades de umedecimento, e após a presa, eles podem contrair-se e sair da restauração e do dente através da interface, principalmente quando estão imersos em ambiente úmido. Essa inabilidade de preencher completamente o espaço entre a coroa e o dente se constitui num problema de transferência de tensões. Pode ser que uma fina camada de cimento, característica de melhor adaptação da coroa, possa ser mais relevante para a resistência das coroas de cerâmica do que a própria resistência relativa dos materiais (HONDRUM, 1988).

Neste estudo (Figuras 12 e 13) mostram a M.E.V. da cerâmica In Ceram após ensaio de fratura e fadiga + fratura. Na Figura 12 observa-se imagem da superfície do corpo da cerâmica In Ceram com alta quantidade de alumina (A) e cerâmica feldspática Vita Alpha. Já, a Figura 13 mostra a linha de fratura provocada pela fadiga de dentro para fora do corpo-de-prova. Falhas por fadiga normalmente iniciam-se por meio de falhas microscópicas desenvolvidas em áreas com concentração de estresse. KELLY *et al.* (1990) observaram que a maioria das falhas em coroas iniciava-se na superfície interna dos corpos-de-prova, indicando que esta era colocada sob maior tensão ou provavelmente em locais com grandes

falhas ou vazios. ANUSAVICE e HOJJATIE (1992) encontraram que a tensão concentrava-se na superfície interna dos corpos-de-prova apresentando falhas e vazios, enquanto a tensão na área marginal era relativamente baixa e homogênea.

Neste estudo ficou evidente que as coroas In Ceram fixadas com cimento resinoso proporcionaram maior resistência em relação às fixadas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Além disso, a resistência à fratura e fadiga + fratura da cerâmica diminuiu significativamente quando ensaiadas em ambiente úmido em relação ao seco. Assim, para uma investigação completa, trabalhos futuros podem ser direcionados em comparação com outros sistemas cerâmicos livres de metal.

## **7 . CONCLUSÃO**

Após realizarmos a análise dos resultados e discuti-los, pudemos emitir as seguintes conclusões:

1 - A resistência das coroas In Ceram fixadas com o cimento resinoso e ionômero de vidro modificado por resina diminuiu com diferença estatística significativa após o ensaio de fadiga + fratura em ambiente seco e em água destilada quando comparado com a resistência à fratura sem fadiga. Os corpos-de-prova submetidos à fadiga em ambiente seco apresentarem valores estatisticamente superiores em relação aqueles apresentados com a água destilada;

2 - As coroas fixadas com o cimento resinoso apresentaram valores de resistência superiores as fixadas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina para os três tipos de condições.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS E 206 Standard definitions of terms relating to fatigue testing and the statistical analysis of fatigue data. *In: Annual Book of ASTM Standards*, Philadelphia (1979). *Apud* WHITE, S.N. *Op. cit.* Ref. 50.

ANDERSON, J.C. *et al.* **Materials science**. 4<sup>th</sup> ed. London: Chapman and Hall, 1990. 214p.

ANUSAVICE, K.J.; HOJJATIE, B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: Effects of flaws and cement voids. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.5, n.4, p.351-358, July/Aug. 1992.

AWLIYA, W. *et al.* High energy abrasion and resin cement bond to alumina core. **J Dent Res**, Washington, v.75, Special Issue, p.378, 1998. Abstract, 2884.

CATTEL, M.J. *et al.* The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. **J Dent**, Oxford, v.27, n.3, p.183-196, Mar. 1999.

CHAI, J. *et al.* Probability of fracture of all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.13, n.5, p.420-424, Sept./Oct. 2000.

DE LONG, R.; GOODKIND, R.J.; DOUGLAS, W.H. Corrosion fatigue of the bond between nickel-chrome casting alloys and porcelain. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.52, n.3, p.344-348, Sept. 1984.

---

\* Baseada na NBR-6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).  
Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.

DELLA BONA, A. Ceramicas: desenvolvimento e tecnologia. **RFO UPF**, Passo Fundo, v.1, n.1, p.13-23, jan./jun. 1996.

DONG, J.K. *et al.* Heat-pressed ceramics technology and strength. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.5, n.1, p.9-16, Jan./Feb. 1992.

DOYLE, M.G. *et al.* The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: part 2. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.3, n.3, p.241-248, May/June 1990.

DRUMMOND, J.L. *et al.* Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. **Dent Mater**, Oxford, v.16, n.3, p.226-233, May 2000.

FAIRHURST, C.W. *et al.* Fatigue parameters of a model feldspathic porcelain. **J Dent Res**, Washington, v.72, Special Issue, p.175, Jan. 1993. Abstract, 573.

FRIENDLANDER, L.D. *et al.* The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns part 1. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.3, n.2, p.159-168, Mar./Apr. 1990.

GORODOVSKY, S.; ZIDAN, O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.68, n.2, p.269-274, Aug. 1992.

GREY, N.J.A.; PIDDOCK, V.; WILSON, M.A. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. **J Dent**, Oxford, v.21, n.1, p.47-51, Feb. 1993.

HONDRUM, S.O. The strength of cemented alumina core an magnesia core crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.1, n.2, p.190-195, Mar./Apr. 1988.

JONES, D.M. Development of dental ceramics: an historical perspective. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.29, n.4, p.621-644, Oct. 1985.

JONES, D.M. The strength and strengthening mechanisms of dental ceramics in dental ceramics. *In*: McLEAN, J.W. (Ed.) **Proceedings of the first international symposium on ceramics**. Chicago: Quintessence, 1983. *Apud* McLEAN, J.W. *Op cit*. Ref. 29.

KELLY, J.R. *et al*. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restoration. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.3, n.5, p.430-440, Sept./Oct. 1990.

KERN, M.; THOMPSON, V.P. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.73, n.3, p.240-249, Mar. 1994.

KOLBER, K.H.; LUDWIG, K. Maximale kaukraft als berechnungsfaktor zahntechnischer konstruktionen. **Dent Labor**, 1983; 31:55-60. *Apud* PROBSTER, L. *Op. cit*. Ref. 38.

KNOBLOCK, L.A. *et al*. Fracture toughness of resin-based luting cements. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.83, n.2, p.204-209, Feb. 2000.

LEEVAILOJ, C. *et al*. *In vitro* study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass-ionomer and other luting agents. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.80, n.6, p.669-707, Dec. 1998.

LEHMANN, M.L.; HAMPSON, E.L. A study of strain patterns in jacket crowns on anterior teeth resulting from different tooth preparations. **Br Dent J**, London, v.113, n.10, p.337-345, Nov. 1962.

LEONE, E.F.; FAIRHURST, C.W. Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.18, n.2, p.155-159, Aug. 1967.

LI, Z.C.; WHITE, S.N. Mechanical properties of dental luting cements. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.81, n.5, p.597-609, May 1999.

LUDWIG, K. Studies on the ultimate strength of all-ceramic crowns. **Dent Labor (Munch)**, Munchen, v.91, n.5, p.647-651, 1991.

LUO, X.P. *et al.* AFM and SEM study of the effects of etching on IPS Empress 2<sup>tm</sup> dental ceramic. **Surf Sci**, New York, v.491, n.3, p.388-394, Oct. 2001.

McLEAN, J.W. The science and art of dental ceramics. **Oper Dent**, Seattle, v.16, n.4, p.149-156, July/Aug. 1991.

MEYERS, M.L. *et al.* Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.79, n.6, p.549-553, Nov./Dec. 1994.

MICHALSKE, T.A.; FREIMAN, S.W. A molecular mechanism for stress corrosion in vitreous silica. **J Am Ceram Soc**, Chicago, v.66, n.4, p.284-288, 1983.

NIELSEN, L.E. Simple theory of stress-strain properties of filled polymeris. **J Appl Polym Sci**, New York, v.10, n.1, p.97-193, 1966.

OILO, G. Adaptation of luting cement to enamel, dentin and restorative material. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.36, n.3, p.149-156, 1978.

PANZERA, C. **OPC™ The new and improved pressable ceramic**. Brochure: Jeneric Pentron, 1997.



PETTROW, J.N. Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.11, n.2, p.334-344, Mar./Apr. 1961.

PHILLIPS, R.W. **Skinner's science of dental materials**. 10<sup>th</sup> ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1996. Chap. 26.

PHILP, G.K.; BRUCKL, C.E. Compressive strengths of conventional, twin foil and all-ceramic crown. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.52, n.2, p.215-220, Aug. 1984.

PROBSTER, L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.5, n.5, p.409-414, Sept./Oct. 1992.

RILEY, E.J. Ceramo-metal restoration. State of the science. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.21, n.4, p.669-682, Oct. 1977.

SEGHI, R.R. *et al.* Flexural strength of new ceramic materials. **J Dent Res**, Washington, v.69, Special Issue, p.299, Jan. 1990. Abstract, 1521.

SHERRIL, C.A.; O'BRIEN, W.J. Transverse strength of aluminous and feldspatic porcelain. **J Dent Res**, Washington, v.53, n.3, p.683-690, 1974.

SIDHU, S.K.; WATSON, T.F. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: Properties. **Dent Update**, London, v.22, n.10, p.429-432, Dec. 1995.

SOBRINHO, L.C. *et al.* Comparison of the wet and dry fatigue properties of all ceramic crowns. **J Mater Sci Mater In Med**, London, v.9, p.517-521, Aug. 1998.

SOBRINHO, L.C. *et al.* Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.11, n.3, p.255-262, May/June 1998.

SOBRINHO, L.C. *et al.* Effect of convergence angle and luting agent on the fracture strength of In Ceram crowns. **J Mater Sci Mater In Med**, London, v.10, n.8, p.493-496, September, 1999.

SONNENBURG, M. *et al.* Zur balastung der zahne desmenchlichen kiefers. **Zahn mundund kieferhellkd**, 1978; 66:125-132. *Apud* PROBSTER, L. *Op. cit.* Ref. 38.

SOUTHAN, D.E.; JORGENSEN, K.D. The endurance limit of dental porcelain. **Aust Dent J**, Saint Leonards, v.19, n.1, p.7-11, Feb. 1974.

STRUB, J.R.; BESCHNIDT, S.M. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.11, n.6, p.602-609, Nov./Dec. 1998.

TUNTIPRAWON, M. Effect of tooth surface roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.81, n.2, p.142-147, Feb. 1999.

VAN NOORT, R. **Introduction to dental materials**. London: Mosby Books, 1994. *Apud* DELLA BONNA, A. *Op. cit.* Ref. 8.

WHITE, S.N. Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. **Dent Mater**, Oxford, v.9, n.4, p.260-264, July 1993.

WISKOTT, H.W.; NICHOLLS, J.I.; BELSER, U.C. Stress fatigue basic principles and prosthodontic implications. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.8, n.2, p.105-116, Mar./Apr. 1995.

YOSHINARI, M.; DERAND, T. Fracture strength of all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.7, n.4, p.329-338, July/Aug. 1994.

## APÊNDICE

### SANEST – SISTEMA DE ANÁLISE ESTATÍSTICA

Autores: Elío Paulo Zonta- Amauri Almeida Machado

Instituto Agronômico de Campinas – IAC

Análise da Variável Teste – ARQUIVO: tese

Código de Projeto: **TESE**

Responsável: Rogério

Delineamento Experimental: **Tração**

Observações Não Transformadas

Nome dos Fatores

FATOR	NOME
A	MATERIAL
B	TRATAMENTO

Tabela 2 - Quadro de Análise de Variância.

Causas da variação	G.L	S.Q	Q.M	Valor F	Prob.>F
Material	1	166,624372	166,62437	25,6940	0,00004
Tratamento	2	784,4950	392,24752	60,4857	0,00001
Mat*Tratam	2	14,5391	7,2695	1,1210	0,33395
Resíduo	54	350,187992	6,484962		
Total	59	1315,8465			

Média Geral: 32,0611

Coefficiente de variação = 7,943%

Tabela 3 - Teste de Tukey para Médias de Material.

Num.Ordem	Num Trat	Nome	Num Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Resinoso	30	1160,321322	1160,321322	a	A
2	2	Ionômero	30	939,372673	939,372673	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 88,97547

D.M.S 1%= 118,40413

Tabela 4 - Teste de Tukey para Médias de Material - Dentro de Controle do Fator Tratamento.

Num.Ordem	Num Trat	Nome	Num Repet	Médias	Médias Originais	5%	1 %
1	1	Resinoso	10	1527,516016	1527,516016	a	A
2	2	Ionômero	10	1182,427051	1182,427051	b	B

Tabela 5 - Teste de Tukey para Médias de Material - Dentro de Úmido do Fator Tratamento.

Num.Ordem	Num Trat	Nome	Num Repet	Médias	Médias Originais	5%	1 %
1	1	Resinoso	10	842,541016	842,541016	a	A
2	2	Ionômero	10	709,614014	709,614014	b	B

Tabela 6 - Teste de Tukey para Médias de Material - Dentro de Seco do Fator Tratamento.

Num.Ordem	Num Trat	Nome	Num Repet	Médias	Médias Originais	5%	1 %
1	1	Resinoso	10	1110,906934	1110,906934	a	A
2	2	Ionômero	10	926,076953	926,076953	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 154,11003

D.M.S 1%= 205,08197

Tabela 7 - Teste de Tukey para Médias de Material.

Num.Ordem	Num Trat	Nome	Num Repet	Médias	Médias Originais	5%	1 %
1	1	Controle	20	1354,971533	1354,971533	a	A
2	2	Seco	20	1018,491943	1018,491943	b	B
3	3	Úmido	20	776,077515	776,077515	c	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 130,96630

D.M.S 1%= 165,32000

Tabela 8 - Teste de Tukey para Médias de Material - Dentro de Resinoso do Fator Material.

Num.Ordem	Num Trat	Nome	Num Repet	Médias	Médias Originais	5%	1 %
1	1	Controle	10	1527,516016	1527,516016	a	A
2	2	Seco	10	1110,906934	1110,906934	b	B
3	3	Úmido	10	842,541016	842,541016	c	C

Tabela 9 - Teste de Tukey para Médias de Material - Dentro de Ionômero do Fator Material.

Num.Ordem	Num Trat	Nome	Num Repet	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Controle	10	1182,427051	1182,427051	a	A
2	2	Seco	10	926,076953	926,076953	b	B
3	3	Úmido	10	709,614014	709,614014	c	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S 5%= 185,21431

D.M.S 1%= 233,79778

Tabela 10 – Resultados médios de resistência à fratura (N), fratura + fadiga (N) em ambiente seco e úmido da cerâmica In Ceram com o cimento resinoso (Variolink II).

AMOSTRAS	FRATURA (N)	FRATURA + FADIGA	
		SECO	ÚMIDO
1	1677,66	1384,74	749,51
2	1695,40	858,48	787,92
3	1689,52	1318,10	880,83
4	1482,74	1428,84	701,10
5	1907,08	1078,00	946,48
6	1432,76	1005,48	909,10
7	1537,62	1107,40	882,10
8	1182,86	994,70	833,40
9	1127,00	1010,47	921,11
10	1542,52	922,86	813,98
<b>MÉDIA</b>	<b>1527,52</b>	<b>1110,91</b>	<b>845,64</b>

Tabela 11 – Resultados médios de resistência à fratura (N), fratura + fadiga (N) em ambiente seco e úmido da cerâmica In Ceram com o cimento de ionômero de vidro (Vitremer).

AMOSTRAS	FRATURA (N)	FRATURA + FADIGA	
		SECO	ÚMIDO
1	1426,88	901,60	561,74
2	1267,14	991,76	845,55
3	1506,36	787,14	732,10
4	1338,10	1133,86	710,60
5	1152,48	1078,00	749,80
6	1225,98	739,71	587,71
7	995,68	970,79	624,10
8	952,37	913,95	591,43
9	1077,02	952,37	943,16
10	882,30	791,65	750,10
<b>MÉDIA</b>	<b>1182,43</b>	<b>926,10</b>	<b>709,62</b>